

[Title of the Invention] IMAGE NEUROGRAPHY AND DIFFUSION
ANISOTROPY IMAGING

[Abstract]

A neurography system (10) which generates diagnostically useful images of neural tissue (i.e. neurograms) by employing a modified magnetic resonance imaging system (14) is disclosed. In one embodiment, the above described neurography system selectively images neural tissue by employing one or more gradients to discriminate diffusion anisotropy in the above described tissue and further enhances the above described image by removing the influence of fat to the above described image. The above described neurography system is a part of a broader medical system (12), which includes an auxiliary data collection system (22), a diagnostic system (24), a therapeutic system (26), a surgical system (28), and a training system (30). These various systems are all constructed to take advantage of the information regarding neural networks provided by the above described neurography system. Such information was heretofore unavailable.

1に記載の装置。

8. 前記領域は、領域に応答する脂肪とその他の非神経組織とを含み、前記場素材と前記出力部材とは協同して、前記出力に対する脂肪のいかなる応答の寄与をも排除するように設計されており、前記場部材は更に、前記領域を第1及び第2の拡散重み付けされた勾配に露出させるように調整されており、前記出力部材は、前記第1の勾配に関連する第1出力と前記第2の勾配に関連する第2出力とを生成させ、前記画像処理部材は、前記第2出力から前記第1出力を減算して、末梢神経の顕著性が、少なくともいくつかの脂肪及びその他の

の非神経組織よりも、少なくとも10倍高い画像を生成せしめる請求項1に記載の装置。

9. 非神経組織を含む対象領域における神経組織の画像を発生せしめる神経刺激システムであって、

前記領域を偏向の場に変出させるのに用いられるよう構成された偏向場源と、前記対象を励起の場に変出させるのに用いられるよう構成された励起及び出力構成部と、

前記偏向場源と前記励起及び出力構成部との動作を制御するシーケンス制御部であって、前記偏向の場と励起の場とが協同して、前記領域において共鳴応答を誘導するようにし、前記励起及び出力構成部のコイルが、前記シーケンス制御部によって決められた時刻に前記領域の共鳴応答を示す初期出力を生成せしめるように構成されている、前記シーケンス制御部と、

前記初期出力を処理し、前記領域における神経組織を表わす画像出力を生成せしめるプロセッサと、

前記画像出力に基づいて、前記神経組織を区別可能な画像を表示する出力装置と、
から成るシステム。

10. 前記出力装置は、前記領域内の非神経組織も表示可

能であり、前記神経組織の画像の顕著性は、少なくともいくつかの非神経組織の

それより、少なくとも1.1倍である請求項9に記載のシステム。

11. 前記偏向場源、前記励起及び出力構成部、及び前記シーケンス制御部は協同して、前記初期出力によって前記プロセッサが明確に神経組織と非神経組織とを区別できるように、設計されている請求項9に記載のシステム。

12. 前記偏向場源と前記シーケンス制御部とは協同して、前記偏向の場において少なくとも1つの拡散重み付けされた勾配を発生させる請求項9に記載のシステム。

13. 前記偏向場源と前記シーケンス制御部とは協同して、前記偏向の場において第1及び第2の拡散重み付けされた勾配を発生させ、前記第1の勾配は前記神経組織に対して実質的に平行に発生させ、前記第2の勾配は前記神経組織に対して実質的に垂直に発生させるものであり、前記シーケンス制御部は前記第1の勾配に関連する第1の出力と前記第2の勾配に関連する第2の出力とを生成せしめるように調整されており、前記プロセッサは前記第2の出力から前記第1の出力を減算して、前記画像出力を生成せしめる請求項12に記載のシステム。

14. 前記偏向場源と前記シーケンス制御部とは、協同し

て、前記偏向の場において所定配列の拡散重み付けされた勾配を発生させ、前記シーケンス制御部は前記各勾配に関連する別個の初期出力を生成させ、前記プロセッサは前記別個の初期出力をベクトル処理して前記画像出力を生成せしめるように調整されている請求項12に記載のシステム。

15. 前記非神経組織は脂肪を含み、前記シーケンス制御部は、前記脂肪の画像出力に対する共鳴応答の寄与を排除するように、前記励起場が前記脂肪を励起させる請求項9に記載のシステム。

16. 前記シーケンス制御部は、化学的シフト選択シーケンスを用いる前記励起及び出力構成部を制御する請求項15に記載のシステム。

17. 前記神経組織はスピン-スピン弛緩係数を有し、前記シーケンス制御部は、前記初期出力に、比較的長いスピン-スピン弛緩係数を示す神経組織の共鳴応答を選択的に含ませるようにした請求項9に記載のシステム。

18. 前記領域の前記励起の場への露出及び前記初期出力の生成は、エコー時

間によって分離されており、前記シーケンス制御部は、前記エコー時間が6.0ミリ秒より長いことを保証するように構成されている請求項17に記載のシステム。

19. 前記領域の前記励起の場への露出は、繰り返し時間の後に繰り返され、前記シーケンス制御部は前記繰り返し時間が1秒より長いことを保証するように構成されている請求項17に記載のシステム。

20. 前記偏向磁石と前記シーケンス制御部とは協同して、前記偏向の場において少なくとも一つの放散重み付け用パルス状分配を発生し、前記非神経組織は脂肪を含み、前記シーケンス制御部は、前記脂肪の画像出力に対する共鳴応答の寄与を削除するように、前記励起場の前記脂肪を励起させるように構成され、前記神経組織の画像の顕著性が、前記脂肪の共鳴応答の寄与が削除されなかった場合よりも高い請求項17に記載のシステム。

21. 前記シーケンス制御部は、前記神経組織の表示を減弱するように構成されている請求項17に記載のシステム。

22. 前記シーケンス制御部は、前記領域の共鳴応答において磁気転移を誘起する励起の場に、前記領域を露出させ、神経組織を少なくともいくつかの非神経組織からより簡単に区別するようにした請求項21に記載のシステム。

23. 前記励起及び出力構成部は、整相ブレイ・コイル、システムを備えている請求項17に記載のシステム。

24. 前記励起及び出力構成部は、前記励起の場を生成す

るために用いられる励起コイルと、前記初期出力を生成するために用いられる出力コイルとを備えている請求項17に記載のシステム。

25. 前記非神経組織は、血管及び髄液を含み、前記プロセッサは、前記血管及び髄液の前記画像出力に対する影響を削除するように調整可能である請求項17に記載のシステム。

26. 前記シーケンス制御部は、前記励起及び出力構成部が、神経組織及び血管の共鳴応答がそれぞれ強調される、神経初期出力と血管初期出力とを交互に生

成するように用いられるようにし、前記プロセッサは、前記血管初期出力と前記神経初期出力とを処理して、血管画像が削除された前記画像出力を生成するように構成されている請求項22に記載のシステム。

27. 更に、血管出力を生成する血管撮像システムを備え、前記プロセッサは、前記血管出力と前記初期出力とを処理し、血管の画像が削除された前記画像出力を生成するように構成されている請求項25に記載のシステム。

28. 更に、前記領域を実質的に固定する当て木を備えている請求項17に記載のシステム。

29. 前記当て木は、前記当て木的位置を前記表示画像に関連付けるための少なくとも一つのマークを含む請求項28

に記載のシステム。

30. 前記当て木は、表示画面に現われ得るエコー効果を減少させるように構成されている請求項28に記載のシステム。

31. 前記シーケンス制御部は、前記初期出力に対する動きの影響を減少させるように構成されている請求項17に記載のシステム。

32. 前記プロセッサは、更に、前記画像出力を処理して、前記画像出力に表わされている神経組織における束の存在を検出する請求項17に記載のシステム。

33. 前記プロセッサは、更に、束の存在が検出されなければ、前記画像出力を削除する請求項32に記載のシステム。

34. 前記表示は神経組織の三次元表示である請求項17に記載のシステム。

35. 神経造影剤を用いることなく、神経組織または非神経組織を含む対象領域を選択的に撮像する方法であって、

前記領域を撮像させるステップ、

前記領域の領域に対する共鳴応答を示す出力を生成させるステップ、及び前記出力から、神経組織が識別可能な前記領域の画像を生成させるステップ、

から成る方法。

36. 前記画像は形態に有用である請求項35に記載の方法。

3.7. 前記領域は非神経組織を含み、前記領域の画像は、非神経組織よりも少なくとも10倍強く神経組織を描写する請求項3.3に記載の方法。

3.8. 前記線出し及び出力生成ステップは隣接して、神経の散乱異方性を利用し、神経組織の共振応答の強調に関連する第1の出力と、神経組織の共振応答の抑制に関連する第2の出力とを生成させる請求項3.3に記載の方法。

3.9. 前記領域は非神経組織も含み、前記画像生成ステップは、前記第1及び第2の出力を処理して、非神経組織が実質的に削除された画像を生成させる請求項3.8に記載の方法。

4.0. 前記領域は脂肪も含み、前記線出し及び出力生成ステップは隣接して、いかなる脂肪の出力への寄与をも削除するように設計されている請求項3.3に記載の方法。

4.1. 前記線出し及び出力生成ステップは、更に協同して、神経組織の散乱異方性を利用するように設計されており、前記の生成した領域の画像は、神経組織を少なくとも1.2倍脂肪よりも目立つように描写する請求項4.0に記載の方法。

4.2. 非神経組織を含む対象領域内の神経組織の画像を造

生させる方法であって、

(a) 前記領域を偏向の場に露出させるステップ、

(b) 前記領域を励起の場に露出させるステップ、

(c) 前記偏向及び励起の場に対する前記領域の共振応答を示す出力を生成させるステップ、

(d) ステップ(a)、(b)及び(c)の動作を制御して、生成する出力の神経選択性を強調するステップ、及び

(e) 前記出力を処理し、神経組織の画像を表示するステップ、から成る方法。

4.3. 前記領域は非神経組織も含み、前記神経組織の画像の輝度は、非神経組織のそれよりも少なくとも1.1倍高い請求項4.2に記載の方法。

4.4. ステップ(d)は、適当な神経選択性を与え、コンピュータが神経組織を強調できるようにする請求項4.2に記載の方法。

4.5. 前記領域を偏向の場に露出させるステップは、前記領域を、少なくとも1つの散乱重み付けされた勾配を含む偏向の場に露出させるステップを含む請求項4.2に記載の方法。

4.6. 前記少なくとも1つの散乱重み付けされた勾配は、前記神経組織に対して実質的に平行な第1の勾配と、前記神

経組織に対して実質的に垂直な第2の勾配とを含み、前記出力を生成せしめるステップは、前記第1の勾配が用いられた時の第1の出力と、前記第2の勾配が用いられた時の第2の出力とを生成せしめるステップを含み、前記出力を処理するステップは、前記第2出力から前記第1出力を減算するステップを含む請求項4.5に記載の方法。

4.7. 前記減算ステップは、更に、前記第1の出力と前記第2の出力との間の量積を評価するステップを含む請求項4.6に記載の方法。

4.8. 更に、登録のしきい値レベルが前記第1及び第2出力の間になれば、前記減算ステップを禁止するステップを含む請求項4.7に記載の方法。

4.9. 前記少なくとも1つの散乱重み付けされた勾配は、所定配列の勾配を含み、前記出力を生成せしめるステップは、各勾配に関連する別個の出力を生成せしめるステップを含み、更に、前記出力を処理するステップは、前記別個の出力をベクトル処理して、画像を表示するステップを含む請求項4.5に記載の方法。

5.0. 前記非神経組織は脂肪を含み、前記領域を励起の場に露出させるステップ及び出力を生成せしめるステップは、前記脂肪の出力に対する寄与を削除するように、前記領域内

の全脂肪を励起させることを含む請求項4.5に記載の方法。

5.1. 前記ステップ(d)を用いて、神経組織の比較的最長いスピン・スピン弛緩係数を利用する請求項4.2に記載の方法。

5.2. 前記領域を励起の場に露出させるステップ及び出力を生成せしめるステップは、6.0ミリ秒より長いエコー時間だけ分離され、表示画像における神経組織の外観を強調する請求項5.1に記載の方法。

5.3. 前記非神経組織は筋肉を含み、これはステップ(d)によって削除される請求項5.1に記載の方法。

5.4. ステップ(d)は、前記領域を動脈の場に露出させるステップに、前記領域の共鳴応答において信号転移を誘発させることによって、更に簡単に神経組織を少なくともいくつかの非神経組織から区別できるようにする請求項4.2に記載の方法。

5.5. 前記領域は血管を含み、ステップ(d)は表示画像において血管の表示を削除するように設計されている請求項4.2に記載の方法。

5.6. ステップ(c)、(b)及び(c)を繰り返して、神経の信号が強調される第1の出力と、血管の信号が強調される第2の出力とを生成させ、前記出力を処理するステップ

は、前記第1及び第2の出力を処理して、血管が削除された画像を表示させるステップを含む請求項5.3に記載の方法。

5.7. ステップ(d)は、前記表示画像上の、前記領域の動きの形態を削除するように設計されている請求項4.2に記載の方法。

5.8. 更に、前記領域を当て木に固定し、表示画像内の運動フレームワークを減少させる請求項4.2に記載の方法。

5.9. 前記処理ステップは、更に、前記神経組織の束を表わす情報に対して、前記出力を分析するステップを含む請求項4.2に記載の方法。

6.0. 前記処理ステップは、更に、束を表わす情報を含む出力に関連する画像だけを表示することを含む請求項4.2に記載の方法。

6.1. 前記生成された画像は、前記領域の断面に関連する二次元表示である請求項4.2に記載の方法。

6.2. 前記生成された表示は、前記領域の空間に関連する三次元表示である請求項4.2に記載の方法。

6.3. 前記神経組織は、複数の末梢神経を含み、更に、前記末梢神経の1つに造影剤を投与し、発生される画像から選択的に神経を除去するステップを含む請求項4.2に記載の方法。

6.4. 前記ステップ(a)乃至(c)は、出力が生成される前に、逐次取り換え 再同相(リフェーズ)パルスの使用を含む請求項4.2に記載の方法。

6.5. 前記ステップ(a)乃至(c)は、更に、2部分位相エンコーディング勾配の使用を含む請求項6.4に記載の方法。

6.6. 神経組織を含む対象領域についての情報を抽出する方法であって、

(a) 前記領域を偏相の場に露出させるステップ、

(b) 前記領域を動脈の場に露出させるステップ、

(c) 前記領域の前記偏相及び動脈の場に対する共鳴応答を表わす出力を生成せしめるステップ、

(d) ステップ(a)、(b)及び(c)を、前記偏相の場内の2つ以上の勾配に対して繰り返すステップ、

(e) 各繰り返しに対する出力を処理し、関連する特定の勾配に対して示された神経の異方性の表現を判定するステップ、から成る方法。

6.7. 前記神経の異方性の表現、それに関連する勾配の方向、及び前記出力を処理して、前記領域内の神経組織を強調した表示を生成せしめる請求項6.6に記載の方法。

6.8. 磁気共鳴画像システムを用いて、断面に有用な神経組織の画像を生成せしめる方法であって、

前記システムの動作を調整し、少なくとも1つの拡散勾配を用い、更に、前記勾配を用いて収集された情報を基に、前記神経組織の本質的異方性を判別するステップ、

前記システムの動作を調整し、脂肪抑制シーケンスを用いて、前記磁気撮像システムの動作に対する脂肪の影響を除去するステップ、から成る方法。

6.9. 補助データ収集システムに対して結合可能な、請求項1に記載の装置を含む医療システム。

7.0. 前記補助データ収集システムは、前記領域内の非神経構造に関する情報

を収集するように構成されており、前記情報は前記撮像手段によって用いられ、前記画像に非神経構造を追加する請求項70に記載の医療システム。

71. 更に、異なる色を前記画像内の神経及び非神経組織に割り当てる処理手段を備えている請求項70に記載の医療システム。

72. 前記補助データを収集システムは、前記領域内の非神経構造に関する情報を収集するように構成されており、前記情報は前記撮像手段によって用いられ、前記画像内の非神経

の表示を除去する請求項69に記載の医療システム。

73. 診断システムは対症的に結合可能な、請求項1に記載の装置を含む医療システム。

74. 前記診断システムは、画像出力を分けて、対象となる神経状態を検出するように構成されている請求項73に記載の医療システム。

75. 前記診断システムは、前記領域に関する、対象となる神経状態の位置を突き止めるように構成されている請求項74に記載の医療システム。

76. 前記診断システムは、神経の異常の進展及び同様の監視が可能である請求項75に記載の医療システム。

77. 治療システムは対症的に結合可能な、請求項1に記載の装置を含む医療システム。

78. 外科手術システムは対症的に結合可能な、請求項1に記載の装置を含む医療システム。

79. 前記画像を用いて、前記外科手術システムを導く請求項78に記載の医療システム。

80. 前記外科手術システムは、可制御手術用システムと、前記システムに結合され、前記領域に外科手術を行うシステムと、

前記表示画面に含まれる神経組織の位置を、外科手術システムの求診額に関連付けると共に、前記手術用システム及びシステムを制御して、前記表示内の神経

組織に対して所望の手術を行うプロセッサと、を含むことを特徴とする請求項78に記載の医療システム。

81. 前記外科手術システムは、更に、前記領域を固定し、前記表示の基準フレームと前記医療システムの関係の関係を定める手段、を備えている請求項80に記載の医療システム。

82. 前記外科手術システムのシステムは、更に、該システムが神経に隣接していることを示す出力を生成する神経隣接センサを備えている請求項80に記載の医療システム。

83. 開発システムは対症的に結合可能な、請求項1に記載の装置を含む医療システム。

84. 前記開発システムを用いて、前記対象内の神経路に関する基礎情報を生成する請求項82に記載の医療システム。

85. 前記開発システムを用いて、神経内造影剤の有効性を評価する請求項82に記載の医療システム。

86. 前記開発システムを用いて、ニューログラムの発生に用いられる特定のバリエーション・シーケンスの適性を評価する請求項82に記載の医療システム。

87. 前記開発システムを用いて、製品設計の、当該製品に関連する対象の神経路に関する有効性を評価する請求項82に記載の医療システム。

88. ある領域において、振動異方向性を呈する構造を振動させる方法であって、電気刺激システムを用いて、前記領域に関連する出力を発生せしめるステップ、及び

前記刺激システムの動作を変更して、振動の振動に感応する勾配の各々に対する開閉の出力を生成せしめるステップ、前記出力を処理し、前記刺激の振動性を特定した、強調画像を生成せしめるステップ、から成る方法。

【発明の詳細な説明】

発明の名称

画像神経記録法及び拡散異方性画像処理

本出願は、1992年3月9日出願の英国特許出願第9205058、2号の一部継続である、1992年3月13日出願の英国特許出願第9205541、7号の一部継続である、1992年3月30日出願の英国特許出願第9207013、5号の一部継続である、1992年5月5日に出願された英国特許出願第9209648、6号の一部継続である、1992年5月21日出願の英国特許出願第9210810、9号の一部継続である、1992年7月31日出願の英国特許出願第9216383、1号の一部継続である、1993年1月22日出願の先に出版された英国特許出願第9301268、0号に基づくものであり、35U.S.C.119に従って、これら出願日の恩恵をここに主張する。

発明の分野

本発明は一般的に画像処理の分野に関し、さらに特定すれば神経組織及びその他の拡散異方性構造 (diffusion-anisotropic structures) の画像処理に関するものである。

発明の背景

これまで、脳、脊髄、及び脊椎管内の脊椎根の位置を突き止め、目視する多くの技術が開発されているが、末梢、自律

神経系を目視するための方法で成功したものはなかった。これらの神経を顕微的にここでは末梢神経と呼ぶことにするが、これらは一般的に、骨、筋肉、リンパ管、腱、韧带、筋間中隔、脂肪組織の集合体、空気、流体空間、静脈、動脈、腕節、皮膚、粘膜、及びその他の組織を移動する。末梢神経は比較的小さいが、しかもそれらが隣接する他の組織も同様なサイズ及び形状であるため、これらの位置を判定し識別することは困難である。

末梢神経の試験は、上腕丛、腰部丛、及び仙骨丛のような多くの神経構造の複雑性によって、更に複雑となっている。これらの構造は神経束を含み、互いに連結したり、分離したり、再連結したり、混合したり、分離して、入り組んだ三次元パターンを形成するのである。このような集束 (例えば図における) 内

の神経の小領域の圧迫または刺激が、ある離れた場所 (例えば1本の指) における痛み、痺れ、弱体化、または麻痺の原因となり得る。外科医が直接検査のために集束を露出させようとする時でさえも、解剖上の複雑性に圧倒され、診断に困難がおけず、手術が困難かつ危険となる可能性がある。

骨、皮膚、リンパ系、胃腸管、及び中枢神経系以外の組織を含む種々の生理学的構造の、特定した組織の画像を発生する

ために、例えばX線を用いた放射線方法が開発されている。しかしながら、上流の神経の特性のためであって、これらの技術は末梢神経の診断に適した画像を発生するために用いて成功したことはない。

典型的に、放射線画像における末梢神経の位置は、腱、血管または骨のような、より顕著な非神経構造を参照することによって推察されている。例えば、対象となる神経が通過している体の一領域のX線画像を生成することによって、非神経構造を容易に識別できることも場合が多い。次に、この領域内の末梢神経の位置は、人体解剖学的構造についての標準的な参照情報から推察することができ。しかしながら、個体によって神経の位置がそれぞれ異なる可能性があるため、この技術の価値は限られたものでしかない。

生体学的構造を撮像するために用いられた手法の内、特に興味深いのは静電気的画像 (MRI) である。これを紹介すると、MRIは、種々の異なる磁気及び放射線周波数 (RF) の電磁場と組織を順次交互する。次に、検体の原子核 (atomic nuclei) の磁場に対する応答を処理し、この検体の画像を生成する。

より具体的には、まず検体を偏向磁場に露出させる。この場が存在するため、磁気モーメントを示す核 (以後スピント

と呼ぶ) が、場に対して互いに整列しようとする。次は、ある角度周波数 (以後ラマー (Larmor) 周波数と呼ぶ) をもって、偏向の場を逐次。この強度は、磁場強度と対象となる具体的な核の種の磁気回転係数との積りによって決まる。

スピントの磁気成分は、偏向の場に垂直な面では互いに打ち消しあうが、スピントは偏向の場に対して正味磁気モーメント (net magnetic moment) を呈する。偏

向の場に垂直でラーエ周波数に近い周波数の励起の場を適用することによって、正味磁気モーメントを傾けることができる。傾けられた磁気モーメントは、偏向の場に垂直な面において、ラーエ周波数で回転する横断方向成分を含む。磁気モーメントを傾ける程度、従って正味横断方向磁気モーメントの強度は、励起の場の強度及び持続時間によって異なる。

一旦励起の場が除去されると、外部環流コイルを用いて横断方向環場モーメントに関連する場を感知する。従って、この環流コイルは正味横断出力を生成し、その周波数はラーエ周波数であり、その振幅は横断方向磁気モーメントのそれに比例する。励起の場を除去すると、正味磁気モーメントは偏向の場によって徐々に元の方位に戻る。結果として、環流コイル出力の振幅は時間と共に対数的に低下する。

この低下率に影響を及ぼす二つの要因が、スピン格子弛緩

係数 (relaxation coefficient) T_1 及びスピン-スピン弛緩係数 T_2 として知られている。スピン-スピン弛緩係数 T_2 は、スピン間の相互作用が低下に及ぼす影響を表わし、一方スピン格子弛緩係数 T_1 は、スピンの固定成分との間の相互作用が低下に及ぼす影響を表わす。このように、環流コイル出力が低下する比率は、検体の組成に左右されると共にこれを示すことになる。

狭い周波数帯域を有する励起の場を用いることによって、検体内の比較的狭い帯域のみが励起される。結果として、横断方向成分、従って環流コイル出力は、木の後の帯域を示す比較的狭い周波数帯域を表わす。一方、励起の場が広い周波数帯域を有する場合、環流コイルの出力は、周波数のばらつきの大きい横断方向の磁気成分に関連した成分を含むことがある。前記出力をフーリエ解析することによって、異なる化学的または生物学的環境を示す可能性がある異なる周波数を区別することができる。

上述の構成においては、特定のコイルの環流コイル出力に対する寄与は、検体内のそれらの位置には依存しない。結果として、出力の周波数及び低下を用いて、検体の成分を識別することができるが、この出力は検体内の成分の位置を示すものではない。

このような検体の空間画像を生成するために、偏向の場は勾配が指定されている。偏磁の場の方向は同一のままであるが、その強度は検体に対して配向される x 、 y 及び z 軸に沿って変化する。 x 軸に沿って線形に偏向の場の強度を変化させることによって、特定の木の種のラーエ周波数も x 軸に沿った位置の関数として、線形に変化する。同様に、 y 軸及び z 軸に沿って指定された領域の勾配によって、特定の種のラーエ周波数もこれらの軸に沿った位置の関数として線形に変化する。

先に生じたように、環流コイルの出力のフーリエ解析を行なうことによって、この出力の周波数成分を分離することができる。狭い帯域の励起の場を適用して選択された木の種を励起させる場合、 x 、 y 、 z 座標系に対するスピン位置は、コイルの出力周波数のその種のラーエ周波数との間の差を評価することによって判定することができる。従って、ある特定の時刻における周波数を分析して、樹場勾配に対するスピンの位置を判定すると共に、周波数の低下を分析して、特定点における検体の組成を判定する M R インステムを構成することができる。

M R インステムの適正な動作のために必要な場の発生及び感知は、例えば 1 つ以上の主偏向場コイル、偏向勾配場コ

イル、 xy 励起場コイル、及び環流場コイルの連動動作に応じて達成される。一般的に励起の場を発生するため、及び環流場を感知するためには、同一コイル配列が用いられる。例えば、米国特許第 4,843,322 号 (グロウバ)、米国特許第 4,68,501 号 (コノリー)、米国特許第 4,901,020 号 (レイドバックラ) に記載されているように、種々の異なるシーケンスが開発されており、M R インステムの動作について具体的な制作が行なわれている。

従来の M R インステムの 1 つの応用は、血管記録法又は血管画像の生成においてなされている。例えば、米国特許第 4,516,582 号 (レザイングト)、米国特許第 4,528,985 号 (マコブスキ)、米国特許第 4,647,857 号 (デーバー)、米国特許第 4,714,081 号 (グーリンラ)、米国特許第 4,777,957 号 (リエーリラ)、及び米国特許第 4,836,209 号 (ニシムラ) に記載されているように、種々の異なるパルス-シーケンス及び処理技術が、M R 1 血管記録法に用いるために開発され

ている。

血管は、そこを通過する血液の脈動流によって、周囲の組織からは容易に区別されることは認められよう。MR I 血管記録法は、この顕著な特性を利用して、種々の方法で血管の画像を発生させるものである。例えば、収縮期及び拡張期に動脈の場をバルス状に入力すると、血流の環流場に対する符号は異なり、一方停止組織及び骨の環流場に対する符号は同一となる。一方を他方から減算することによって、静止成分は打ち消され、血管からの符号のみが残る。

しかしながら、末梢神経は血管のような流れによる識別ができないので、MR I 血管記録システム及びバルス・シーケンスは、適正な末梢神経の画像を発生するために用いることはできない。更に、組織及び骨の一般的な画像処理に用いられる従来の MR I システム及びバルス・シーケンスは、受け入れ可能な結果が得られない。環流信号の信号対ノイズ (S/N) 比が低く (例えば、1 倍から)、信程度)、しかも神経のサイズが小さい場合、撮像された神経の他の組織に対する顕著性が全体的にあまりに乏しく、診断には無益となる。

神経組織の撮像において MR I システムの利用性向上に用いるために提案された技法の 1 つに、薬品を用いて生成される画像における神経組織の周囲組織に対するコントラストを高めるようにしたものがある。1992 年 3 月 15 日に発行された PCT 特許出願第 PCT EP 91/01780 号 (フイラーら、WO 92/ 04916) に記載されているように、小量胚細胞または磁化デキストリン (dextrin-magnetite) のような部分造影剤を注入し、その後対象の神経によって取り込まれ、搬送され

るようにする。この薬剤の最初の部分は神経の取り込みを促進し、後部の 2 番目の部分は所望の「撮像可能」特性を有する。

この薬剤を筋内に注入し、その筋内を通る神経内の軸索膜形質 (axoplasmic flow) を受けさせ、検体の後に分離された画像に神経を結び付ける。MR I が用いられると、概数的にフレイブナ (例えばフェライト) 成分を有するように、前記薬剤の 2 番目の部分が選択される。しかしながら、高い核密度を有する薬

剤を用いると、X 線またはコンピュータ解剖 (CT) の撮像時に、神経のコントラストを増加させることができ、一方、放射線 (例えば、ポジトロン放射) 薬を用いて、ポジトロン射出トモグラフィ (PET) 検査中の観察性を高めることができる。

神経撮像における造影剤の効果を例示するために、第 1 図乃至第 5 図を参照する。この点について、第 1 図は、虎の上部前腕部 A の横断面の図である。前腕は三頭筋 T M、尺骨神経 (ulnar nerve) U N、上腕静脈 B V、正中神経 M N、放射神経 R N、上腕骨 H、脈神経 C V、及び二頭筋 B M を含む。

第 2 A 図及び第 2 B 図は、フェライト造影剤を用い、従来の MR I システムによって長時間間隔で生成された、このような部分のスピノエコー MR 画像を示す。より大きな構造

要素のいくつかは容易に識別されるが、目的物のあるものの位置はほとんど現れていない。より具体的には、筋帯しや二頭筋または三頭筋間の脂肪がそうであるように、上腕骨は上腕骨 H に対してすれて現れる。加えて、更に小さい神経構造は区別が困難である。

しかしながら、作り出された画像中で神経の確認を試みる為に幾つかの方法を適用できる。例えば、第 3 図中に示されるように、若し、S T I R M R Imaging of the Orbit, I S I A M. J. R O E N T G E N. 1025-1030 (1988) のフェライト等の記載による「フレイブナの短クワ反転還元 (S T I R) シーケンスを使用すると、より重要な正中神経 M N に隣接する明らかな神経構造でない曖昧なものが見えるように、上腕骨の骨髄が画像から消える。従って、第 4 図に与えられた正中神経 M N と尺骨神経とを含む領域の拡大画像に示されるように、正中神経 M N が見えるようになる。

同様に、第 2 A 図及び第 2 B 図の造影剤画像を拡大して、それぞれ第 5 A 図及び第 5 B 図に示されるように、正中神経 M N を含む領域をよりよく示しても、高度に発達した観察者には神経の区別は可能である。より具体的には、画像 A 及び B の発生の間の長時間の間、フェライト造影剤を移送させると、正中神経 M N に隣接する非神経構造に対する M N の

精度が与えられることになる。このように、この観察及びSTIRを基礎にした評価から、正中神経損傷を識別することができると。

造影剤の使用は、有望であるが、それには制限がある。例えば、医学では可能な限り侵襲技術(invasive technologies)の使用を避ける傾向が増加している。

更に、一般的に、造影剤は1つの神経または神経群のみを撮像するために用いることができるものである。おそらく最も重要なのは、使用される造影剤は、典型的に、撮像される神経の精度を減少させることである。神経は現在のMRI画像においてでさえ目視することが難しいので、先の第2図乃至第3図の説明によって示されるように、画像に対する造影剤の影響は解釈が困難なこともある。

他の用途では、造影剤を使わずにMRIを用いて脳の非本質白質神経束(contrast-enhanced white matter nerve tracts)のマッピングを行っている。白質束は、脳の灰質組織を貫通して延び、比較的高い異方性散散を示す。より具体的には、それらの物理的構造が与えられた場合(即ち、ミエリン鞘に囲まれた軸索経路)、白質束に沿った水の移動性は比較的高いが、この束に垂直な水の移動性は低い。周囲の灰質は、しかしながら、このような異方性は示さない。

この神経組織の特性を利用したMRIを基本とした白質神経束のマッピング技術は、ドウエツクらの、Myelite FiberOrientation Color Mapping, BOOK OF ABSTRACTS, SOCIETY OF MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, p. 919 (1991)に記載されている。基本的に、上述の場及び勾配に加えて、このプロセスは、撮像効果の白質束に垂直及び平行に配向された一軸の場勾配パルス(以後散散勾配と呼ぶ)の使用を伴う。パルス法勾配の効果は、総てのスピンのからの受信信号の偏差を変化させることである。静止状態スピンについては、2つの散散勾配の効果は打ち消される。これに対して、2つの散散勾配間の時間において、ある空間位置から別の位置に移動するスピンは、スピンの位相の周波数及び位相の変化を受け、受信信号の減少という重大な影響を受ける。信号の減少は、2つのパルス法系勾配間で最大距離の散散をしたスピンのにおいて最大となる。

先に注記したように、束の異方性特性が与えられると、水分は束に沿って自由に拡散するが、束に垂直な移動については制限される。従って、散散勾配が束と

整合されると、散散勾配が束と垂直に整合される時よりも信号の減少は大きくとなる。この減少は周囲の灰質組織では示されないので、白質束を識別することができるのである。

モーズリーらによってAutopsy in Diffusion Weighted MRI, 19 MAGNETIC RESONANCE ON MEDICINE 32(1991)で示されたように、異方性散散は、末梢神経の認識された特性でもある。しかしながら、ドウエツクらの技術は、末梢神経の認識された多くの理由により、末梢神経を筋肉や他の組織から区別できない。第1に、白質束の大きさ及び構造によって、得られる信号が画像処理によっては十分強いことが保証されるが、末梢神経は、それよりかなり小さく、区別が更に困難である。第2に、白質束とは異なり、末梢神経は一般的に筋肉及び脂肪に囲まれており、これらは両方ともドウエツクらのシステムに神経を撮像する能力を減殺する。

モーズリーらのAcute Effects of Exercise on Echo Planar T₂及びDiffusion Weighted MRI of Skeletal Muscle in Volunteers, BOOK OF ABSTRACTS, SOCIETY OF MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE 108 (1991)によって認められているように、入念に分析することにより、筋肉も、その繊維構造によって、散散異方性を示す。結果として、ドウエツクらの簡単な異方性分析では末梢神経や筋肉を区別することはできない。脂肪は等方性であるので神経と区別可能であるが、これも末梢神経の画像処理を損なうものである。具体的には、脂肪の通常の神経の速度に対する相対信号強度は非常に高く、

生成された画像内でも神経が区別できなくしてしまう。

ここまでの意見から認められるように、造影剤に頼ることなく、単一の末梢神経または神経系結合全体を高速に而も何れも侵襲せずに撮像する方法を開発することが望まれている。発生される画像は十分詳しく且つ高精度であり、個々の末梢神経の位置及び状態が評価できなければならぬ。更に、画像の信頼性を高め、神経障害や損傷を診断し、処置や治療の管理を通知及び制御するように神経画像(ニューログラム)を処理するシステムを提供することも望まれている。

発明の概要

本開示は、個々の患者の神経及び神経叢の三次元画像を発生することができ、非常に注目すべき新しい方法に関する。

画像は磁気共鳴スキャナによって無侵襲で面も高速度に導くことができる。本発明の他の実施例は、骨、脂肪、皮膚、筋肉、血液、及び接続組織を含む体内の他の総ての構造を消去し、神経ツリーのみが残って見えるように、これらの画像を取り込む。所与の撮像された領域を通過する複数の神経を同時に観察することができ、他の造影剤技術によって単一の神経のみを撮像する場合に起こる、神経識別の曖昧さを低減することができる。

本発明は、空間座標での信号強度のデータ集合を収集する

方法の発見に基づいており、このデータ集合は、生きている哺乳類の三次元断面における、或いは三次元データ獲得空間における、神経の位置を記載するものである。磁気共鳴撮像装置を制御または動作させることができる多数のバルス・シーケンスが存在し、それらの各々が好適な画像最適化を達成する。しかしながら、以前は、神経の相対的信号強度を高め、体内または腰部断面の他の総ての組織よりも明るくすることができる、単純な(単一)または複雑な(二重または多重)バルス・シーケンスはなかった。驚くべきことに、本発明者らは、複雑なバルス・シーケンスを組み合わせる幾つかの新たな方法があることを発見した。シーケンスの単独成分が神経の信号対ノイズ比を低下させるか、或いは神経の他組織に対する信号強度を低下させても、複雑なシーケンスを完全に組み合わせることで、実際の神経信号が他の組織よりも強くなるのである。このように、神経の画像における顕著性が向上する。

このように、本発明の第1の態様は、神経造影剤の使用を必要とせずに、対象の神経組織を選択的に撮像する方法を提供することであり、この方法は、対象の一部、即ち検査対象を磁気共鳴撮像の場に露出させて、磁気共鳴を検出し、前記検出された共鳴から神経組織の画像を生成させることから成

り、前記画像内で対象となる神経、根、または神経束を、周囲の構造から目で見

て区別できるようにする。

本発明の第2の態様は、対象の神経組織を選択的に撮像する方法を提供することであり、この方法は、水分拡散の異方性または神経組織の他の骨相学的性質を判別するように構成された磁気共鳴撮像の場に、検査対象の一部を露出させ、磁気共鳴を検出して前記磁気共鳴に応じた電気信号を発生させ、前記電気信号から神経組織の画像を生成させることから成る。

また、本発明は神経造影剤の使用を必要とせず、対象の神経組織を選択的に撮像する装置も提供する。この装置は、検査対象の一部を磁気共鳴場に露出させる部材、磁気共鳴を検出し、前記共鳴に応じた電気信号を生成させる部材、及び前記電気信号から神経組織の画像を生成させ、前記画像内の対象となる神経、根、または神経束が、周囲の構造から目で見えて区別できるようにする部材から成る。

本発明は、また、対象の神経組織を撮像する装置としての表現を見出した。前記装置は、水分拡散の異方性を判断できるように構成された磁気共鳴場に検査対象の一部を露出させる部材、磁気共鳴を検出し前記共鳴に応じて電気信号を発生させる部材、及び前記電気信号から対象となる神経組織の選択画像を生成させる部材から成る。

図面の簡単な説明

本発明の先の態様及び付随する利点は、添付図面に従って記載された以下の詳細な説明を参照することによって、よりよく理解されるにつれて、一層容易に認められよう。

第1図は、個々の神経及び非神経構造を示す、兎の前脚上部の断面図である。

第2A図及び第2B図は、前脚にフェライト造影剤が注入された後に、MRイメージングを用いて離れた2時点において生成された、第1図に描いた複数の兎の前脚上部の画像である。

第3図は、短トーマス回復法(STIR)スピンエコー・シーケンスを採用し、MRイメージングを用いて生成された、兎の前脚上部の他の画像である。

第4図は、対象となる末梢神経に関連した、第3図の画像の一部の拡大図である。

第 5 A 図及び第 5 B 図は、それぞれ片眼となる末梢神経に関連する、第 2 A 図及び第 2 B 図の画像の一部の拡大図である。

第 6 図は、本発明に従って作成された神経記録法システムのプログラム図であり、当該神経記録法システムに情報を与えると共に、例えば抽検診断、治療、外科手術及び訓練を実施

するために設計された複数の他のシステムに結合されたものを示す。

第 7 図は、第 6 図の神経記録法システムの動作の機能図である。

第 8 図は、第 6 図の神経記録法システムに含まれる種々の構成物の指示である。

第 9 図及び第 10 図は、第 8 図の神経記録法システムを用いてニューログラフラムを生成する方法を示すフローチャートである。

第 11 A 図乃至第 11 F 図は、第 6 図の神経記録法システムから選択した画像を生成させる際に用いて好適なパルス・シーケンスを示す。

第 12 図は、脂肪削除を用いた神経記録法システムの実施例によって生成された兎の前腕上部の別の画像である。

第 13 A 図及び第 13 B 図は、撮像される神経の異方性軸にそれぞれ垂直及び水平な勾配を用いた、神経記録法システムの実施例によって生成された、兎の前腕上部の更に別の画像である。

第 14 A 図及び第 14 B 図は、それぞれ、0、3、5 及び 7 ガウス/センチメートルの勾配を用いて生成された兎の前腕上部の画像である。

第 15 A 図乃至第 15 C 図は、ゼロ、垂直、及び水平勾配を用いて神経記録法システムによって生成可能な画像であり、一方、第 15 D 図は第 15 B 図及び第 15 C 図の画像に基づいた画像であり、ここでは計算ニューログラムと呼ぶことにする。

第 16 図は、第 8 図の神経記録法システムを用いて生成された豚のバックトル長画像である。

第 17 図は、第 8 図の神経記録法システムを用いて撮影した豚のフーケタン画

像である。

第 18 A 図乃至第 18 D 図は、第 8 図の神経記録法システムを用いて生成し、生成された画像上のエッジ列の影響を示す兎の前腕の画像である。

第 19 図は、本発明の神経記録法及び医療システムに用いられた当て本 (Spin) を示す。

第 20 図、第 21 図、及び第 22 図は、第 8 図の神経記録法システムを用いて生成された人間の脳神経の画像を示し、第 20 図及び第 21 図は、神経束を撮像する (2 つの断面スタイルで) システムの能力を示し、第 22 図は神経の軸方向投影を示す。

第 23 図は、骨椎の断面図であり、1 つの神経記録法用液に示される構造の種類を示すものである。

第 24 図は、第 8 図の神経記録法システムに用いるための、本発明に従って構成された外科システムの概略図である。

好適な実施例の詳細な説明

ここで第 6 図を参照すると、神経記録法システム 10 が、より広い医学システム 12 の一構成物として示されている。従来技術の構成とは異なり、システム 10 は、造影剤を用いることなく、個々の末梢神経または神経ツリー全体のバックアップを示す精度の高い画像を、高速度かつ無侵襲で発生する。本システムは、被検査標本の神経断面図を示すこのような画像 (以後ニューログラムと呼ぶ) を二次元または三次元で表示可能とする。画像は、選択的に標本内の他の全構造を削除することができ、或いは参考として神経に関連する他の構造の肉体的関係を示すこともできる。

1. 医療システムの概要

第 6 図に示すように、医療システム 12 に含まれる神経記録法システム 10 は、4 つの基本構成物、MR システム 14、処理システム 16、入力システム 18、及び出力ノ表示システム 20 を備えている。好適な構成では、MR システム 14 は、被検査患者の画像データを収集するのに用いられるために改造された従来の MR システムである。処理システム 16 は、入力システム 18 を介して

供給された操作者の

入力に応答して、MR1システム14を制御し、その出力を処理して、得られたニューログラムをシステム20に表示する。以下に、より詳細に認識するが、システム16は種々の異なる画像処理プロトコルを単一で或いは組み合わせて用いており、生成された画像が、これまでは達成されなかった画質であることを補償する。

医療システム12は、システム10によって生成される画像情報を補足したり、種々の目的のためにその情報を用いる多数の構成物を含む。例えば、補助データ収集システム22は、患者の撮像された領域における血管や骨のような非神経構造についての画像情報を収集するために設けられている。この情報は、次にシステム10によって生成されたニューログラム内のそれら構造の表現を消去させたり或いは強化させるために用いることができる。システム12に含まれている診断システム24は、システム10によって生成された画像を分析するために用いられる。システム10によって高解像度かつ高精度のニューログラムが生成されると、システム24は神経透過情報を分析し、例えば、神経の圧迫、性状、腫瘍などに関連する不連続部分を検出するようにプログラムすることができ、システム24は、不連続点の位置を示す出力を発生し、医学的に評価された異常に関連付けられた画像

情報データベースを参照することによって、撮像された不連続点の性質及び程度の指示を出す。これらの出力は診断に用いることができ、或いはシステム10にフィードバックとして供給し、患者の検査対象領域（ROI）の精度を上げることがもできる。

医療システム12は、治療システム26及び外科手術システム28を含むこともできる。システム26及び28は、システム10からの患者の神経構造についての情報を用い、所望の治療または外科手術の適正な管理の補佐を行うものである。例えば、この情報をを用いて損傷された神経部位にロボット・スタライスを案内して処置を行ったり、或いは、患者の末梢神経を損なうことなく非神経構造

の手術を行なうことができる。システム26及び28は、外科医の制御とは独立に動作することもでき、また単に外科医に実行中の手術と患者の神経構造との間の関係に関するリアルタイムのフィードバックを与えることもできる。

訓練及び開発システム30は、種々の異なる目的のために医療システム12に含まれている。例えば、訓練システム30を用いて、種々の神経の解剖学的構造を、それらの非神経構造との位置的關係と共に示すことができる。この情報は、従来技術の非常に限られた能力に対して、大きな教育的価値

を有するもので、直接検査を含む詳細な解剖学的情報を提供する。訓練システム30は、神経記録法システム10の有効性を分析すると共に、パルス・シーケンズやその他のシステム10の動作パラメータを制御するために用いられるフィードバックを与えるように設計することもできる。

最後の構成物として、医療システム12は、システム12の他の構成物内の個別処理システムに加えて、或いはそれに代わって、ホスト処理システム32を含む。第6図には別図に示されていないが、システム32は入出力回路によってシステム12の残りの部分に結合されている中央処理部（CPU）を含んでいる。CPU及びシステム12の種々の構成物の動作を制御するため、及びシステム12によって収集された画像やその他のデータを記憶するためにメモリが設けられている。システム12の種々の構成物が1つのソフトウエア・セットに従って対話式で動作させるような場合、別個のホスト処理システム32を用いることは特に望ましい。

2. 神経記録法システム

次に神経記録法システム10の詳細な説明に移る。システム10のより重要な動作上の構造の幾つかが、第7図に大まかに描かれている。後により詳細に記載するが、システム10は、1つ以上のこれら構造を用いて従来のMR1の画像処理能力を十分に高め、診断上及び治療上有用な情報を得るように構成されている。

図示のように、システム10の動作は、データ収集34、画像処理及び分析、

画像表示36、及び制御40の大きなスライブに分れることができる。データ収集プロセス44は、例えばスライスコー画像処理42を含み、これが1つ以上の以下のプロトコル、脂肪抑制44、散散重み付け46、及び「反T₂」処理48、ならびに磁化移転(magnetization transfer)を含む他のプロトコルによって補足される。これらのプロトコルの各々は、実測神経の画質を十分高め、これまで得られなかったMRイメージングプログラムを提供するものである。

プロセス34によって取得されたデータは、二次元及び三次元の画像発生50を含む画像処理及び分析36を受けし。画像発生50は、生成された画像上の例えば血管や患者の動きの影響を低減する作用を行なう、更に種々種々の調節機構32によって改良される。画像減算機構54を採用して画像から総ての非神経成分を除去することもできる。

3. 神経記録法システムの構成

先に神経記録法システム10の動作の側面を簡単にまとめたので、その構成及び動作についてここで詳細に検討する。

一実施例では、MRIシステム14は、SIGNA (ソフトウェアリリース5.2) という商標でGE Medical Systemsから販売されている種類の撮像部1を含む。

この点について、第3図に示すように、撮像すべき患者の領域Rを、MRIシステムの撮像部1の空腔B内に配置する。後に詳細に記載するが、撮像部に対する領域Rの位置を当て木58によって安定させてもよい。当て木58は動きのフータフータを制限し、二次的参照フレームに基準マークを発生し、システムの境界効果を低減させる。これを用いなければ、皮膚と空気との間の境界付近で、脂肪抑制が大きく低下する。

MRシステム14は、領域Rを所望の偏向の場に出させるための偏向場コイル60を含む。偏向場は、例えば、コイルの軸を有し、2軸に沿って配向されている。

同調したフェーシングコイル62も、検査対象の領域R上の空腔B内に配置される。コイル62にはパルス状フェーシングが供給され、以下に説明するような方法で、

領域Rにおいて反スピン励起のための場を発生する。また、コイル62は、スピンによって発生される磁場またはエコーの場を検出するためのものでもあるが、同期の送受信コイルを代わりに用いてもよい。

励起コイル62は、例えば、ソレノイドまたは表面コイルであり、撮像すべき領域(例えば、患者の腕、肩、胸、骨盤、頭部、首または背中)上に密接するような構成及び寸法とされている。好適な構成例では、しかしながら、位相プレイ、コイル、システムを用いて、送受の信号対ノイズ比を高め、これによってシステム14の空間解像度を改善すると共に、こうしなれば余りに弱すぎて有用な画像を形成できなかった信号から情報を引き出せるようにしている。例えば、1〜2ミリ程度の厚さを有する末梢神経を鋭く分解する場合、各プレイは横方向及び縦方向に對に配列した、即ち線形に對をなすプレイ状に配列した、4〜6個の別個のコイル7を含む。

3つの勾配コイル64及び66も撮像部の空腔B内に配置されている。これらのコイルは、各々、y及びz軸に沿って、センズル領域R上の偏向場上の、約1 Gauss/センチメートルの位置勾配に重なり合っている。しかしながら、簡單化のために、2勾配コイル64及び66のみが第3図に示されている。

好適な構成では、同一のコイル64及び66を用いて所望の軸に沿った散散勾配、及び必須の位置的勾配を生成する。また、1つ以上の別個の散散勾配コイル66及び70を操

縦部の空腔Bに設けてもよい。別個のコイル68及び70が可動台(track)上に取り付けられる場合、実質的に如何なる所望の散散勾配配向でも得ることができる。散散勾配は、位置的勾配に比べて、比較的強く、例えば10 Gauss/センチメートル以上の範囲である。

コングビュータ72及びフロントエンド回路74が、処理システム16、入力システム18を形成し、フロントエンド回路74は第6図に示す神経記録法システム14の処理システム16、入力システム18、及び出力表示システム20を形成する。コングビュータ72及び回路74は協同してMRIシステム14の動作を

制御し且つ同期させると共に、獲得したデータの処理及び表示を行なう。

コンピュータ72は、例えば、456プロセッサ、VGAメモリ及びキーボードを備えたMB互換型パーソナル・コンピュータである。回路74に含まれるコンピュータバス・バス76が、コンピュータ72を回路74の他の構成物に結合する。

回路74に含まれる勾配パルス発生器78は、全体的に矩形波の出力パルスを生成し、偏向場に必要な勾配を形成する。発生器78の出力は、 x 、 y 及び z 一軸勾配増幅器80に供給されるが、第8図には z 一軸の増幅器80しか示さ

れていない。好ましくは、別個のコイル88及び70を用いて散散勾配を形成するが、その場合、発生器78の出力は別個の増幅器82を経てそれらのコイルに供給されなければならない。

回路74は、更に r パルス発生器84も含み、励起場の形成に用いられる r 信号パルスを生成する。好適な構成では、パルス発生器は、プロトンMRIに用いのに適した r 出力を生成するが、¹⁹F元素、³¹P元素、³³S元素、デューテリウム、または¹Hナトリウムのような、他のMRIが可能な核に特化した周波数を用いることもできる。発生器84の出力は、デューテリウム85によって選択的に励起コイル62に供給される前に、高出力 r 増幅器86によって増幅される。デューテリウム88も、励起コイル62によって受信された低レベルのMRI返答を、前置増幅器90に選択的に向けるように制御される。

ミキサ92は、増幅されたMRI返答をデジタル的に制御された r 発生器94からの信号と混合することによって、前置増幅器90の高周波数出力を低周波数信号に変換する。発振器94は、発生器84にも入力を提供する。ミキサ92からのアナログ出力は、最終的にアナログ/デジタル変換器98によってデジタル形状に変換される前に、ローパスフィル

タ96に入力される。コンピュータ72は、スピン印読された場に対する応答を要わず、結果的に得られたデジタル信号を処理し、所望のニューログラムを第

生する。

h. 神経記録はシステムの動作

神経記録はシステム10の基本構造を見直したので、ここでは所望の二または三次元ニューログラムを発生するための動作について考える。このために、第9図及び第10図はニューログラムの生成において、システム10によって行なわれる全体的な一連のステップを示す。これらのニューログラムは神経が非常に顕著に現れる。今後の議論のために、これは神経と背景画像との間のコントラスト（例えば輝度または色）を参照することによって理解されよう。以下に記載する方法を用いることにより、脳を含む体の実質的に如何なる領域のニューログラム例えば、脳神経系（CNS）のニューログラムでも生成させることができる。

ブロック100に示されるように、本システムの動作は、まずシステムのある動作パラメータを決定するために初期化される。この点について、操作者は起動時に発生される質問に応答してコンピュータ72を通じて所望のパラメータを入力する。システムの動作の始点がコンピュータ72のメモリに常駐するソフトウェアによって制御されるので、ソフトウェア

ル初期化パラメータにアクセスすることも可能である。

初期化すべき画像の種類（即ち、二次元断面または三次元投影図）、視野として、発生すべき画像の種別（即ち、二次元断面または三次元投影図）、視野（FOV）、各画像されるスライスの厚さ、パルス繰り返し率（IR）、位相エンコードエンコーディング・ステップ数、散散異方性の検知の軸の存在、及び用いる散散勾配の強度及び方位が含まれる。例えば、操作者は、二次元画像、4cm×4cmのFOV、1.5秒のTR、及び5.6位相エンコード・ステップを選択することとができる。異方性軸の識別については、以下に論じる。

一旦初期化が完了すれば、第7図に関連して論じたデータ収集処理34に対応する一連のステップが実行される。このプロセスは、一般的に、プロット・エンコード回路74に関連して用いられるパルス・シーケンスの制御に関する。以下により詳細に説明するが、パルス・シーケンスの異なる集合及びパルス・シーケンスの組み合わせを発生し、小さな末梢神経を、隣接する類似形状及び位置の構造を

ら、大まかに区別する。或る既存の列を組み合わせて新しい集合として新たな状況に用いたり、ニューログラフィ処理のための最適化された構造を組み立てたものの新しい列を設計することが含まれる。例示として、適正なパルス・シーケンスの一例の図を第 11A

図乃至第 11F 図に示す。

1. 脂肪の削除

第 9 図のプロット 102 に示されるように、画像発生プロセスにおいて実行される第 1 の選択スキャンは、脂肪の削除である。脂肪は骨及び組織の MR1 画像における既知の励起源を表わすが、神経 MR 信号は背景成分には関係なく画像には不適当であると広く考えられていたため、これまでに有効な神経画像に対する励起とは認識されていなかった。脂肪削除の細は、本発明の開発中に、撮像システムのスเปクトロスコープ (Spectroscopy) 部分用に設計された主磁場磁石を偶然用いることによって発見された。

この点について、MR スペクトロスコープでは、比較的強い磁場を用いて、同一核の異なる化学的種から発生する信号間の周波数間の分離を増大させて、これによってこれらの成分がより簡単に区別できるようにしている。MR1 はサンプルに周波数分散 (場勾配を加えることによって形成する) も用いて、スピンを位置決めすると共に、画像を作成する。脂肪及び水からの信号は周波数が僅かに異なっており、画像では互いにずれて現れる。

脂肪/水のずれは、低磁場診療用 MR1 システムが用いられる時は、比較的小さい。偶然、非常に強いスぺクトロスコープ

で一場磁石が、初期の神経画像の試みにおいて用いられ、生成された画像では脂肪のずれがより大きいものとなった。程度の高い脂肪信号を神経からずらせることにより、神経をより目立たせて観察できることになった。この改良が認識され、実際には、システム 14 に脂肪削除を含ませることによって、効果的な神経画像を作成することができたという現実に至った。

明らかに、脂肪削除は、神経記録法用の従来の MR1 システムの使用を、幾つ

かの方法で促進するものである。第 1 に、余分な成分を除去すれば、撮像された構造の中で区別するものの数が減少する。第 2 に、脂肪が削除された画像では、本質神経が比較的高い輝度で現れ、削除された脂肪によって低い輝度となった他の空間に対して非常に目立つことになる。以下により詳細に記載するが、脂肪削除は拡散異方性及び磁化転移効果の異かたの整合性も相乗的に増大させる。

ある適当な脂肪削除技術は、化学的シフト選択 (CHES) パルス・シーケンスの使用を伴う。これは、例えば、ハースら、の *Magn. Chemical Shift Selective Imaging*, 30(4)S.MED.BIOL.341-344, (1985) に記載されている。

第 11A 図に示すように、CHES は、狭帯域 RF パルス・シーケンス A、B 及び C を励起コイル 62 に印加し、撮

像される患者の頸部 R 内の脂肪分子の核スピンを選択的に励起させることを伴う。一例として、一 3 dB、600 ヘルツの帯域を有する 3 ミリ秒のガウス型パルスを用いることができる。一連の勾配パルス a、b 及び c のシーケンスを次に 3 組の勾配コイル 64 及び 66 に印加し、励起されたスピンの位相を外す (Dephase)。これによって脂肪信号の最終画像に対する影響を最少に抑える。直交する勾配コイル対に印加される勾配パルス a、b 及び c は、例えば、それぞれ x、y 及び z 軸に沿って、3 ミリ秒の間 5 ガウス/センチメートルの勾配を生成する。

第 12 図は、MR1 システム 14 によって生成されたニューログラフィ上での脂肪削除の効果を示す。第 12 図に得られた画像は元の画像であって、先に述べた第 1 図乃至第 5 図の画像に対応するものである。画像の暗い部分は、画像の輝度が高い所を表す。第 12 図に示すように、尺骨神経 B 及び正中神経 MR1 は容易に識別される。

脂肪削除に CHES を用いる代わりとして、選択的水刺激 (Water stimulation) によって所望の削除を行なってもよい。他の適した代替案には、例えば、ザノソンの *Simple Proton Spectroscopic Imaging*, 153 RADIOLOGY 189-194 (1984) に記載されているザノソンの技術、及び Impr

coed Fat Suppression in STIR MR Imaging: Selecting Inversion Time through Spectral Display, 178 RADIOLOGY885-887 (1991) に記載された STIR (短トード転写) が含まれる。

好適実施例では、脂肪抑制は拡散重み付けや反 T₂ 処理のような他の技術と組み合わせたが、脂肪抑制それ自体でも従来の MR 処理を十分強化し、医療上有用なニューrogramを発生することができる。同様に、以下により詳細に記載するが、システム 10 によって用いられている他の技術を用い、脂肪抑制を使用せずに適切なニューrogramを発生することもできる。

11. スピナーエコー・シーケンス (拡散重み付け不使用)

第 11 図に描かれた例示的なパルス・シーケンスの任意の導入部分について論じたので、神経記録法システムの動作の次の段階を検討する。

この点について、第 11A 図に示された RF 励起パルス D をコイル 62 に印加し、スピンの正味磁化モーメントを偏角場に対して 90 度勾配させ、横断面に入れる。すると、スピンの位相がゆれるにつれて、得られた最大横断方向磁化がゼロに低下する。送答期チエコー時間 (TE) の半分の遅れの後、パルス D の 2 倍の強度を有する第 2 パルス E を、コイル

62 に印加する。このパルスは、スピンを更に 180 度回転させ、スピンの再度同相となると、スピナーエコーを形成させる。スピナーエコーは更に TE/2 の遅れの後、最大振幅をもつようになる。従って、励起パルス D と再合焦パルス E との影響の結合に依存して、スピナーエコー信号 F は時刻 TE においてコイル 62 に発生する。これらのスナップは、第 9 図のプロック 104、106 及び 108 に描かれている。

同時に、直交コイル対 64 及び 66 によって撮像勾配が生成され、通常の方法でエコー信号 F をエンコードし、プロック 110 に示すように、MR 画像を構成させる。x 軸に沿って配向されたサンプルを用いて、第 11C 図に示す「スライス選択」パルス d、d' 及び e を 2 軸コイル対 64 及び 66 に印加し、対象となるスライスの x 軸を励起し、かつ再合焦する。第 11D 図に示す「読み取り」勾配パルス f 及び f' を、例えば、x 軸コイル対 64 及び 66 に印加し、フーリエ変

換すべき所望の出力を得る。第 11E 図に示す「位相エンコーディング」パルス g 及び g' を y 軸コイル対 64 及び 66 に印加し、受信すべきエコー数 (例えば 256) を制御する。このシーケンスは連続的なスライスや、患者の領域から画像を発生する。

発作者が (プロック 100 において) 神経記録法システム

10 によって特定の画像の発生のために拡散重み付けを必要としないことを示すと、第 11A 図乃至第 11E 図に示すパルスが実質的にスピナーエコー・シーケンス全体を規定することは理解されよう。拡散重み付けを用いても、好適実施例では初期画像は、改善のための脂肪抑制のみを用いて発生され、その結果、特定のシステムに対するスピナーエコー・シーケンスの最初の実行中 (プロック 104-110)、拡散重み付けは用いられない。

先の神経記録法システム 10 の実施例ではスピナーエコー画像処理を用いたが、他の技術を用いることもできる。適切な代替技術には、例えば、順次エコー画像 (stimulated echotomography) 及び勾配呼び出しエコー撮像 (gradient-recalled echo imaging)、例えばエコー平面撮像 (EPI) が含まれる。このような代替技術は、バリックの MAGNETIC RESONANCE IMAGING TECHNIQUES (1992) に記載されている。

111. エコー処理

第 11 図に描いた連続画像処理では、一連のエコー信号 F を得て、二次元画像を作成した。例えば、プロック 112 において、第 9 図では 256 のエコーと 256 の異なる位相エンコード勾配振幅とを用いて、256×256 画素の画像を構成した。このデータ集合は、次にプロック 114 でゼロを

充填することによって拡大し、1024×1024 ピクセルのワークを生成する。結果として、最終画像の幅がけ上の解像度が高くなり、画像がより明確となる。

次に拡大データ集合を、2D フーリエ変換を用いてプロック 116 において処理する。このワークは、画像内の高周波成分を減衰することによって画像

を平滑化し、対象領域全体の相対的平均画素強度を変えずに、境界部分の非線形性(delineation)を明確にする。プロック 118 において、二次元要素リニアスケーリングに二次元フーリエ変換を行ない、記憶すべき画像を生成する。望まなければ、画像をコソビエータ・フィルタは表示してもよいが、好適な構成では、この画像は選択された強調画像を発生するために用いられる、より広範な分析に用いられる一構成物に過ぎない。

一旦初期画像が発生されると、第 10 図に示すようにその画像の分析が始まる。プロック 122 において、当該画像内の 1 つ以上の対象領域 (ROI) を識別することが出来る。各 ROI は、単一の画素またはボクセル (voxel)、或いはより広い領域のこともある。ROI の選択は、例えば、キーボードまたはマウスを用いて、表示画面上の ROI に亘ってカーソルを動かすことにより、手動で行なうことができる。また、ROI の選択は、全画素の連続的選択、または例えば診断システム 26 からの特定領域に関する外部入力によって、自動的に実行することもできる。

次に、各 ROI 内の平均画像または画素の輝度を、プロック 124 で計算する。この平均画像輝度 S は、次の式で表すことができる。

$$S = A_i [\exp(-TE/T_1)] [\exp(-t/R_2)] \quad (1)$$

ここで A_i は特定画素の絶対信号強度、 t は勾配係数であり、次の式に従って決められる。

$$b = \gamma^2 (G_z^2) (\Delta - \delta / \rho) \quad (2)$$

ここで、 γ は磁気回転比、 G_z は縦向き磁場、 δ は拡散重み付け勾配パルスの長さ、及び Δ は拡散重み付け勾配パルス間の間隔である。拡散重み付けが用いられる前の最初の繰り返しでは、式 (1) の最終項は、従って 1 である。

式 (1) 及び (2) の表現を利用するために、先のデータ獲得プロセスを、エコー時間の異なる値について繰り返す。一方、以下に詳細に記載するか、拡散重み付けを用いる場合、データ獲得プロセスは、異なる勾配強度 (勾配強度及び/または期間を調節することにより制御する) または勾配方位について繰り返す。例えば、3.0、6.0、9.0 及び 11.0 ミリ秒の TE 且 または OM 3、5 及び 7

マイクロセクタール勾配強度を用いることができる。TE の特定の値に対する、

同一横断スライスこれらの多重画像の特定画素に対する画像輝度 S (または、拡散重み付けを用いる場合は b) が得られ、対数関係の斜率図部分分析がプロック 126 で実行される。

最後に、プロック 128 において、見かけ上の T₁ 弛緩時間 (relaxation time) の値 (または拡散重み付けが用いられる場合は、見かけ上の拡散係数 D) が、特定の ROI について計算される。これらの計算は、画像内の種々の ROI の定量的評価を与え、画像システム 12 の他の構成物による以降の画像処理に用いられる。

iv. 拡散重み付けに対する勾配方位

好適な構成では、初期脂肪抑制画像が収集されその ROI の特徴付けが行なわれた後に、拡散重み付けの分析を開始し、神経及びその他の組織によって示される拡散異方性を評価することによって発生されるニューログラムを、更に改善する。この分析の最初の要点は、用いる拡散勾配の選択である。

紹介のために述べると、頸好適症例では、この分析は、パルス化された磁場勾配を 2 方向以上で偏角場に印加し、末梢神経が強調された、或いは削除された画像を生成する。これは、選択された特定のパルス状勾配軸から得られる「拡散重み付け」によって左右される。次に、以下により詳細に記載する方法で、強調画像から削除画像を差し引くことによ

て、水の拡散異方性の判別を行ない、末梢神経のみを備いた画像を生成する。

より具体的には、磁場勾配を互いに直交的な方向に印加する。例えば、撮像される特定点における末梢神経の軸に垂直且つ水の水平な勾配を用いて、平行勾配画像を、垂直勾配画像から差し引いて、所望の「神経のみ」の画像を生成することができる。

神経の軸は通常操作者には知られており、その MRI システム 14 の基準フレームとの関係が、初期プロック 110 において示され、所望の直交する拡散重み

付け勾配の方向を容易に特定することができ、認められよう。一方、末梢神経の軸が判らない場合、または異なる軸を有する多くの神経が撮像される場合、神経記録法システム 10 は、実質的にあらゆる軸に整合する、神経を撮像するのに適した勾配配向システムを用いなければならない。例えば、以下により詳細に記載するが、金三次元ベクトル分析を用いて、拡散係数を特徴付け、拡散重み付け勾配の固定配列に基づく移動を、ニューログラムに与えることができる。

上述または手首のような解剖的分析領域において、対象位置において神経の軸に垂直な単一の拡散勾配のみを加えることによって、ニューログラムを分離させ、適当に強調すること

も可能である。結果として、ニューログラムを生成するために減算を行なう必要がなくなる。脂肪を削除し、直交方向に拡散重み付けした画像は、直接処理することができ、或いは、しきい値処理を施し、非神経組織または線維位置における移動と異なる軸または方向を有する神経と関連する強度が低い信号を除去することができ、

より速く効率的なデータ収集及び処理のために、側向場における拡散勾配の設定は、目下問題となっている撮像に適用する先のシナリオ (scenario) の特定の 1 つに応じるべきことは認められよう。プロック 100 で与えられた入力に応じて、(a) 既知の方位の 1 つの勾配のみが要求されること、(b) 既知の方位の 2 つの直交する勾配が要求されること、または (c) 方位が判らない 2 つ以上の勾配が要求されることを、システムは知らされている。

第 10 図のプロック 130 に示すように、画像分析の完了時に、システムは、例えば、スピノエコー処理または高速スピノエコー処理によって、膨張するデータ取得の間に、総ての所望の拡散勾配が側向場に印加されたかを考慮する。初期の脂肪削除処理では拡散勾配を用いなかったため、初期状態では答えは否であり、処理はプロック 132 に進む。

ここで、コンピュータは、拡散異方向の軸が既知であるこ

とを操作者が初期状態で示したかを判定する。当該軸の既知であれば、プロック

134 に示すように、垂直な拡散勾配を用いる。次に、プロック 136 に示すように、一連の拡散重み付けしたスピノエコーを行ない (以下に詳細に記載する方法で拡散勾配を含ませることによって変更する)、プロック 124-128 において画像の数量化が生じていた場合は「 γ 」を計算する前に、プロック 102-122 に従って画像を発生する。操作者が初期化において、現在問題となっている特定の画像に直交拡散勾配が要求されていることを指示したならば、この処理を、平行拡散勾配について、プロック 138 及び 140 で繰り返す。

プロック 132 において行なわれた質問で、拡散異方向が未知であると判定されたなら、処理はプロック 142 に進む。

ここで、初期拡散勾配を任意に選択し、総て異方向性が未知の場合操作者が用いるために、一連の代わりの勾配を選択する。

プロック 144 において、初期位相勾配を用いて、スピノエコー、シーケンスを実行し (以下に詳細に記載する方法で、拡散勾配を含ませることによって変更する)、プロック 124-128 において画像データの量子化が行なわれる前に、プロック 102-122 に従って、画像を発生する。次

に、プロック 146 において、試験を実施して、所望の異なる拡散勾配 (例えば、 x 、 y 及び z 軸に沿った 3 つの勾配) が用いられたかどうかを判断する。用いられていなければ、プロック 148 において次の拡散勾配を選択し、プロック 144 に示されているように、スピノエコーシーケンス、撮像及び処理動作を実行する。このプロセスは、所望数の回の拡散勾配が用いられるまで、繰り返される。

局所勾配コイルによって与えられるもの以外に勾配が軸に沿って望まれる場合、勾配コイルを追加してもよいことは認められよう。このために、拡散勾配コイルは、撮像部の空間内の誘発的に互換性のある可調なトラック (track) 上に張り付けられ、実質的に連続する方位範囲に亘って、勾配の再配置及び印加が可能とすることもできる。同様に、膨張すべき領域を、1 組の固定勾配コイルに対して移動可能に支持し、勾配方向に所望の多様性を導入することもできる。他の選択として、複数の異なる勾配コイルを用い、種々の組みあわせで動作させて、所

望の勾配変更を行なうこともできる。また、得られた数の勾配方向から得られる結果を、ベクトル分析を用いて処理し、直接得られるもの以外の勾配によって得られる結果を予測することができると、これについて以下に詳細に記載する。

④、拡散重み付けのためのスピン・エコー、シーケンス

先に簡単に注記したように、用いられた異なる拡散勾配の各々について、スピン・エコー、シーケンスを繰り返し、次に画像データの発生及びそのデータの処理を行ない、例えば、弛緩時間T₁または拡散係数Dを算出化する。好適な構成では、拡散勾配の使用は、スピン・エコー、シーケンスに多くの面で影響がある。

第11下図に示すように、所望の勾配コイル対に印加される2つのパルスE及びh₁を用いて、傾向場において特定の拡散勾配を決定する。50ミリ秒のエコー時間(T_E)に対して、各パルスの期間(δ)は例えば10ミリ秒であり、それらの分離(Δ)は20ミリ秒である。拡散勾配が存在すると、エコー信号F₁、従って最終的に生成された画像内の画素またはボクセルの輝度は、撮像領域R内の水分子の空間拡散に感応するようになる。

この点について、先に示したように、拡散異方性のある神経に実質的に垂直に配向された拡散勾配を用いて、ニューログラフィが強調され、全体的に撮像された種々の構構を最も高い輝度で示す。この現象を第13A図に示す。これは第1図に与えられた図に対応する別の縦軸の画像である。尺骨神経月片及び正中神経月片が双方とも相対的に暗く(輝度が低い)

、容易に見ることができると、これは別に、拡散異方性のある神経に実質的に平行に配向された拡散勾配を用いて、第13B図に示すように、ニューログラムを削除し、全体的に他の撮像された構造よりも低い輝度で示す。これらの画像は、以後に詳細に記載する減衰プロセスによって組み合わせて、神経が他の全構造から隔離された画像を生成することができると、

第11図に示したスピン・エコー、シーケンスは、撮像用勾配と拡散重み付け勾配との間のクロスターム(cross-terms)の効果を低減するための、従来のシ

ーケンスの変更版である。より具体的には、第11D図に示す読み取り勾配方位相合させパルスを、第11C図に示すスライス選択励起パルスdの後のrの代わりに、第11A図におけるエコーの獲得の直前に配置する。しかしながら、この変更の結果として、おそらく第11C図に示すスライス選択パルスd、d¹及びeの不完全性によって形成される望ましくないエコーによる、拡散重み付けされていない画像にアーチファクトが現われることがあった。この問題を克服するために、パルス、シーケンスに幾何学的変更を行なった。具体的には、位相エコーード勾配を2つの部分E及びh₁に分割し、2つまたは4つの(S/Nによる)遷移(transients)を、位相を循環させながら獲得した。結果として、残っているクロスタームの影響

は、拡散重み付け係数に対して3パーセント未満となる。

拡散重み付け勾配によって得られる画像の強調を利用するためには、脂肪の消除は必要ではないが、好適な構成では、拡散重み付けされたスピン・エコー、シーケンスの開始の前に、第11A図及び第11B図に示す脂肪抑制シーケンスを採用している。以後により詳細に記載するが、これらの技術の組み合わせによって、一般的に、何れかの技術で個別に得られるものを越える画質が得られる。

拡散重み付けされたパルス・エコー、シーケンスを用いて生成されたエコーードを、第9図及び第10図のプロット11.2乃至12.8に図解して前述したように処理する。拡散重み付けを用いた場合、プロット12.8における拡散係数Dの計算は異なる勾配の強度について収集されたデータの分析に基づくことが望ましい。例えば、計算は、0、3、5及び7ガウス/センチメートルの勾配に基づいて行なうことができ、その結果、それぞれ第14A図乃至第14D図に表されるような画像データが生成される。脂肪、骨髄、皮質及び血管は通常勾配が低い場合でも見えないうが、筋内及び腱は勾配が高いと欠落する。先に示唆したように、強度ではなく勾配期間を延長することによって、徐々に勾配を強くすることができると、代わりに、繰り返しデータ収集プロセスを、異なる勾配

方向を用いて行なってもよい。

vi. 画像選択/生成

プロセッサ30で一旦、コンピュータ2が、総ての所望プロセッサ50において異なる勾配方法を用いて各ROIについて計算された種々の拡散係数Dを計算し、最大及び最小値を識別する。これらの係数は、その点における、各画素またはボクセルに関連する、拡散異方性の度合いの測定値を与え、異方性の方向は勾配方法によって示される。

(a) 減算神経記録法

好適な構成では、プロセッサ30に示すように、特定のROIに対する拡散係数の最大及び最小値に関連する画像を減算プロセスで用いる。勾配が神経軸に対して垂直に近い程、より大きな係数に関連する画像が生成されて、神経画像を強調し、一方この軸に対して平行に近い程、より小さな係数に関連する画像が生成され、選択的に神経信号を消し去る。これら2枚の最終手前の画像を次に数学的に（または写真的光学的に）互いに減算し、減算ニューログラムを生成する。

例示として、第15A図は、拡散重み付けをせずに生成し

た画像を示す。次に、第15B図及び第15C図は、それぞれ平行及び垂直勾配を用いて生成した画像を示す。最後に、第15C図の画像を第15B図のそれから減算した時に生成される減算ニューログラムを第15D図に示す。

この「理想的な」ニューログラムは、減算血管造影法（血管のみを示す画像）にいくらか類似しているが、血管ではなく神経を顕著に浮き立たせるものである。このような画像は、所与の撮像面または径間における神経の識別を確認する際、及び神経の損傷や神経の圧縮を突き止める際に有用である。減算解剖学的分析領域における血管パターンを示す血管造影法という公知技術の存在にも拘わらず、そして神経撮像技術の問題に適用可能であったMRI技術の存在にも拘わらず、更には、特に神経を分離して見せる大きな必要性にも拘わらず、このようなニューログラムを作成する方法が従前は全くなかった。

画像減算が望ましい構成では用いられたが、必須のものではない。例えば、公知の異方性の応用では、減算は不要であり、きい値分析が好ましいこともある

。また、望まなければ、減算プロセスを更に補強することができる。例えば、減算プロセスの出力を、脂肪抑制し、T₂で重み付けたスピンエコー・シーケンス（例えば、前述のCHBSS技術を用いて）からの信号情報で除算することができる。

減算プロセスの使用によって考慮すべき実際上の問題として、画像登録(image registration)がある。非神経組織が、減算処理を受ける両画像に同様に含まれている場合、この非神経成分は、得られる画像で打ち消されることを理解されよう。一方、非神経組織の見かけ上の位置にずれやその他の不一致が、例えば対象の動きによって、画像に入り込んだ場合、打ち消しは起こらず、得られた画像における神経の識別が、実際より困難となる。

一実施例では、減算プロセスの開始に先だって、受け入れ可能な画像登録を評価する。より具体的には、1つの画像内の画素の輝度を二番目の画像の対応する画素の輝度と比較する。神経組織の画素は、それら拡散係数によって評価され、それらの拡散異方性が高いことによって、対象から外される。残りの非神経画素が、受け入れ可能な画像登録を示すある範囲内に互いに納まらなければ、減算は禁止される。

(b) バックアップ処理及び三次元画像の発生

この時点まででは、生成された出力は一般的に単一の二次元画像か、または一連の二次元画像で、これらに関連付けて三次元画像を形成することができるものであった。以下に詳細に記載するが、三次元画像発生の簡単な構成では、システム14によって生成された二次元ニューログラムの互いのN比によって、撮像された神経断面図を識別し、互いに連携して神経構造の三次元投影図を形成することができる。

しかしながら、関連する神経パターン及び要求される空間解像度によっては、この簡素化した手法は、三次元投影図に望ましくない連続性をもたらし得ることは認められよう。より洗練された処理方式では、各二次元画像における神経の異方性方向についての情報をを用いて、更に三次元画像の投影図の精度を高めてい

る。異方性方向に関する情報が得られるか否かは (avalability)、先に述べた拡散多重相分析において用いられる勾配に対する最適な方向を決定し、2次元画像を生成するのに有用である。

この点について、膨張される末梢神経の異方性軸は、時として操作者に拘ってあり、操作者はプロセッサ101においてこの方向に関する情報を入力し、膨張に最も適当な勾配を選択することができる。しかしながら、より一般的には、神経及び心臓神経束は比較的複雑な経路を辿り、神経または其の拡散異方性係数が最大となる方向は、神経または束が曲線を描く、即ち曲がるにつれて、徐々に一方の面から他方に移っていく。結果として、1つまたは2つの任意に配向された撮像勾配では、所望の画像を得るには不適当な場合がある。

神経方向の変化を監視するには、撮像部の空間内で、固定した1組の勾配コイルに対して患者を移動させるか、或いは非磁気駆動システムを有するコイル上に取り付けられた可動型拡散係数コイルを用いれば可能であり、対象領域に印刷される拡散勾配の方位を調節可能に制御することができる。別の勾配修正を用いて、所与の画像について得られた、または同じ勾配修正を用いて連続画像に対して得られた $D_{\text{max}}/D_{\text{min}}$ の比の変化を監視することによって、神経方向の変化を予測し、適切な勾配方向を選択することができる。これとは別に、3つの面に配向された勾配コイルを同時に種々の組み合わせで動作させ、異なる方位の勾配の無関係の多様性の効果を得ることが出来る。

神経方向の変化を追跡する試みの一つの利点は、平行及び垂直勾配情報を収集し、上述の形式の計算システムプログラムの生成に使用可能なことである。しかしながら、所与の画像に対する最適な勾配方向が、繰り返し調節された勾配を用いて発生された画像からのフィードバックを用いて決定される場合には、処理速度を著しく損なう可能性がある。

多くの場合、公知の神経分析では、前もって特定の軸の方位を用いることができる。初期の撮像情報は、神経経路の全体を記述する。その後、「情報を得て」近似を行なうことに

よって、各スライス方位を最適化することができる。これは、神経画像の輝度の高い同一性を検証する際に、或いは神経経路に沿った異方性の係数を測定する際に有用となり得る。

機械的な撮像相を減少させ処理速度を高めた好適な代替案として、個々の勾配軸との整合度合いとは独立して、拡散異方性を観察する技術が開発された。このプロセスは、3本の標準直交軸に沿って、または多数の固定軸からの情報を 이용하여得られた異方性測定からの情報を組み合わせることができる。例えば、好適な実施例では、ベクトル分析を用いて、上述の3つの直交方向に拡散重み付けした画像から補間画像及び方向に関する情報を生成している。

この点について、画像情報は、例えば、 x 、 y 及び z 直交方向におけるゼロ拡散勾配 B_x 、及び拡散勾配 B_y 、 B_z を用いて、4つの「多数スライス」から収集される。生成すべき画像の各要素に対して、4つの拡散勾配画像内の対応する要素に関する情報を結合し、いずれかの方向における神経複雑性に沿った水分子の移動を表わす、拡散ベクトルを生成する。このベクトルは、当該要素の画像輝度を表わす大きさと、当該要素に関連する「有効な」拡散勾配を表わす方向とを有する。

より具体的には、新たな画像における所与の要素の画像輝

度 S_n は、次のベクトル式を用いて計算される。

$$S_n = \text{ベクトル長} = [(S_x^2 + S_y^2 + S_z^2) / S_0]^{\frac{1}{2}} \quad (3)$$

ここで、 S_x 、 S_y 及び S_z は、 B_x 、 B_y 及び B_z 勾配によって生成された画像内の対応する要素の画像輝度である。 S_0 は B_0 勾配によって生成された画像内の対応する要素の画像輝度であり、式(3)に含まれ、得られる画像輝度 S_n を正規化する。この画像画像に関連する有効な勾配の方向は、 θ_{xy} 、 θ_{xz} 及び θ_{yz} を含み、次のように計算される。

$$\begin{aligned} \theta_{xy} &= B_y \text{ 及び } B_x \text{ 間の拡散ベクトル角度} = \arctan \left(S_y / S_x \right) \quad (4) \\ \theta_{xz} &= B_z \text{ 及び } B_x \text{ 間の拡散ベクトル角度} = \arctan \end{aligned}$$

$$(S_x/S_z) \quad (5)$$

$$\theta_{xx} = \theta_{yy} \text{ 及び } \theta_{zz} \text{ 間の拡散ベクトル角 } = \arctan$$

$$(S_y/S_z) \quad (6)$$

式 (3)、(4)、(5) 及び (6) において計算したパラメータを用いて、種々の異なる方法で画像を発生することができる。例えば、画素の輝度を、「ベクトル長」画像として表示することができる。画像の輝度が S_z の大きさと姿勢に比例する、CNS 画像のベクトル長の一例として、第 16 図に示されている。

第 16 図の画像は、重さ 2.5 kg の猿 (macaca fascicularis) の脳のスキヤンであり、General Electric S1111 撮像装置/スベクトロメータ (2 テスラ、活性遮蔽勾配 (actively shielded gradients) を装備) 上で拡散撮像 (スピンエコー) を用いて行なわれたものである。獲得パラメータは、 $TR = 1000 \text{ ms}$ 、 $TE = 80 \text{ ms}$ 、拡散勾配 $= 5 \text{ Gauss/cm}$ 、拡散勾配期間 $= 20 \text{ ms}$ 、拡散勾配分離 $= 40 \text{ ms}$ である。厚さ 4 mm のスライス 4 枚を撮像した。T₂ 重み付け画像を用いて、再生可能に拡散画像を選択した。

ベクトル長画像の使用に代わって、アークタン (arctan) 画像を使用することができる。これらの画像は、式 (4)、(5) または (6) の 1 つの角度出力に直接比例する画素の輝度を決定することによって得られる。アークタン画像の一例を第 17 図に示す。この CNS ニューログラムの例に示すように、選択された対象の神経束を選択的に追跡し、他の神経束から分離し目立たせることができる。

第 16 図及び第 17 図に示した形式の CNS 画像に於ける警告を評価するためを用いる時、ベクトル長画像は水分拡散変化により敏感である。この場合 3 つの直交画像が同時に変化し、ベクトル角画像は 2 つの直交方向間の異方性の変化に敏感する。ミエリンの基礎蛋白質によって誘発される実験的アレキシー性脳脊髄炎 (experimental allergic encephalomyelitis) によって起こる CNS 障害を、拡散異方性からその開始 (deparure) によって示す。これは、特定のベクトル角画像において強調されたベクトル長の短縮及び画像輝度の変化として現れる (第 16 図及び第 17 図との関係は明らかでない)。

例えば、ベクターらの fiber orientation Mapping in anisotropic Medium with MR Diffusion Spectroscopy (JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE 1221 (1992)) に記載されているように、ベクトル分析の他の形式を応用することもできる。同様に、例えば、ベクターらの Diagonal and off Diagonal Components of the Self-Diffusion Tensor: Their Relation to anisotropy from the MR Spin-Echo Signal (MAGNETIC RESONANCE 1222 (1992)) に記載されているように、種々のラングの漫射を用いた漫射分析を用いて、MR 拡散異方性データの漫射を地理または変換することができる。電気、熱的、及び構造的異方性データの漫射に用いるのに適した他の地理技術も開発されている。

従来技術のシステムとは異なり、システム 14 によって生成されるニューログラムの非神経成分は比較的低い輝度で示

されるか、或は実際画像から除去するので、コンピュータ 72 は分析すべき構造における神経の位置を容易に識別し、二次元画像平面間または三次元獲得空間において、神経の経路を正確に追えることができる。例えば、各々の画像面における神経の位置の検出は、画素の輝度をあるしきい値レベルと比較することによって行なうことができる。そして、所望の空間に対するこれら二次元分析の結果を連続または投影することによって、次に三次元画像を形成することができる。

代替案として、先に得られたベクトル情報を用いて、神経または束がその神経経路に沿って移動する際に、神経または神経束の最大異方性の方向における連続した変化を追跡することができる。この点について、神経に関連する各ボクセルに対する最大異方性の方向を判定し、ベクターらの Application of a Connected-Voxel Algorithm to MR Angiography (data, JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 324-430 (1992)) に記載されている形式のボクセル移動ルーチンを用いて、最大異方性を有するボクセルを選択する。得られた神経または神経束のプロットは、空間周波数を始め、1 つの画像面から次への下連続性を減少させる。

上述の三次元撮像シーケンスに代わるものとして、ワラームらの Rapid Three-Dimensional MR Imaging Using the FLA

SH Technique, 10 JOURNAL OF COMPUTER ASSISTED TOMOGRAPHY 363-368 (1986)に

記載された形式の「三次元」断像シーケンスを用いて、データ獲得を実行することもできる。このシーケンスの出力を、次に三次元フーリエ変換を用いて処理し、撮像された空間における各からの信号を抽出する。所与のボクセルに対するDを計算し、例えば減算血管造影図を発生するために用いられ、処理の結果は、実際に上述のものと同一である。

三次元の神経断像を撮影するために用いられたルーチンには無関係に、構造の既知の特性を参照することによって投影を実施するようにも、システム10をプログラム可能である。より具体的には、一旦所与の神経が所与の二次元断像内で識別されたなら、「エキスパート」システム10は、支脈の発生を予測し、たとえ未知の位置においても、この構造内で併合することができる。次に、この情報を用いて発生された投影のもっともらしさを試験し、必要であれば改良を加える。

VI. 脂肪削除及び拡散重み付けを組合わせた結果

先に注記したように、筋肉と神経の双方は拡散異方性を呈する。神経成分の比較的信号強度が低いものに関しては、拡散分析は、診断に有益なニューログラムを提供することは期待できなかった。しかしながら、脂肪削除と拡散重み付けとを組合わせて用いることは、所望の神経画像の強調をもたらすのに非常に効果的であることが判った。

例示として、7mmの勾配強度及び10mmのエコー時間に対して、神経に垂直及び水平に配向されたパルス状勾配を有する信号強度間の相違に基づき、17のニューログラム信号強度 (S_{θ}) と、7の断向画像信号強度 (S_{ϕ}) とを計算した。同様に、2・4・3の神経対筋肉コントラスト・パラメータRを、 $R = S_{\theta}/S_{\phi}$ として計算した。同様に、神経及び筋肉に対して垂直 (D_{\perp}) 及び平行 (D_{\parallel}) な拡散勾配に対する見かけ上の拡散係数の比較は、次の通りである。

見かけ上の拡散係数 ($10^{-9} \text{ cm}^2/\text{sec}$)

	筋肉	神経
D_{\parallel}	1.17	0.65
D_{\perp}	2.08	2.40
D_{\parallel}/D_{\perp}	1.5	3.1

これらの結果は、拡散異方性分析を行なった時、神経成分が筋肉成分よりも遥かに大きな相対強度変化を渡わすことを示す。

拡散重み付けと組み合わせて用いた時の、脂肪削除の期待

しなかつたが明白な相乗作用の利点は、神経信号の異方性が実際増加し、脂肪成分が除去された時、画像の神経成分の顕著性が約250パーセント増大した。神経の顕著性の増大と脂肪の妨害の現象とが組み合わされて、神経像の効果が大幅に高くなる。

完全には理解されないだろうが、脂肪削除と拡散重み付けとの間の相乗効果の関係を説明しておく。第1に、脂肪削除は神経のみかけ上の拡散異方性を増大させ、神経組織の方向において拡散重み付け勾配の利用を促進する。…例として、以下の表に示すように、脂肪及び「強いT₂」の水分を除去した信号を用いて得た検査データでは、残りの画像信号の強度は、異方的に拡散する水分に大きく影響される。

CHES S適用 CHES S適用せず

撮影された神経	勾配方向		勾配方向	
	D_{\parallel}	比率	D_{\perp}	比率
尺骨神経	29	<3	62	49
正中神経	30	<3	46	22
筋肉	14	3	13	12

脂肪削除の相乗効果の役割は、磁化転移効果の表現として

も見ることもできる。より具体的には、脂肪削除シーケンスの飽和・減衰による、例えば、神経周囲のミエリン脂質上のプロトンの放射によって、飽和パルスが脂質と神経に関連のある水分子に転移し、非常に効率的な転移が可能となる。以後、これら分子は、異方向的に拡散する移動水プール(mobilewater pool)に変換することができるともできる。

11. 長T₂／T₂R／T₂処理

上述の拡散勾配の使用に代わって、対象領域によっては、比較的長いT₂（エコー時間）またはT₂R（繰り返し時間）を用いたスピンエコー脂肪削除技術を用いて、神経画像の分離を適当に強調し、T₂重み付け画像を得ることができるともできる。この点について、脂肪削除の後、エコーフに残っている支配的な成分を筋肉から区別する。抹消神経のT₂は、筋肉のT₂の約2倍であることが、本発明者によって既に測定されているので、比較的長いT₂またはT₂Rをスピンエコー・シーケンスに用いることによって、筋肉の信号を低減することができるともできる。

この構造を採用した神経記録法システム14の基を動作は、T₂の初期化された値が大きくなっていることを除いて、第1図及び第10図に示すものと同一である。この点について、操作者は、所望の画像が筋肉の存在によって分離せられる可

能性があるか（例えば、患部の腰部の神経画像）、または可能性がないか（例えば、CIS画像）を、最初に考慮することを要されることがある。筋肉の妨害があり得るのであれば、50乃至100ミリ秒の短いT₂、またはそれより長いものを、プロック100で初期設定する。選択する特定のT₂またはT₂Rは、所望のT₂重み付けの度合いによって左右される。また、システム14は、T₂処理と拡散重み付けとを用いて別個に収集されたデータを比較し、どれが最も良い結果を与えるかを評価するように、プログラムすることができるともできる。

長いT₂を用いた画像によって得られる結果の例を、第18A図乃至第18D図に、それぞれT₂が30、40、60、100ミリ秒に等しい場合について示す。4、7テスラの場強度で生成された第18D図に示す脳の断面の画像では、神経は画像内の他の何れの層よりも明るくみえている。神経の顕著性を増大さ

せる度合いは、10倍程度であり、画像をニューログラムの構成に明らかに使用可能とするものである。顕著性が約1・1よりも低い場合も有用なことがあることは、認められよう。

長いT₂処理の使用は、以前実現不可能であると思われていた。この点について、モースリーらのAnisotropy in Diffusion-weighted MRI, 19 MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE

321, 325 (1991)に記載されているように、神経は、比較的短いT₂時間を示すと信じられていた。しかしながら、驚くべきことに、測定を行って、筋肉のT₂は約27ミリ秒であったのに対し、抹消神経のT₂は約55ミリ秒であり、これら2種類の組織は2倍の差があった。

11. ニューログラム画像の追加強調

(a) 血管の削除

上述の脂肪削除及び筋肉削除技術に加えて、血管削除を用いてシステム14によって発生された画像のニューログラムの選択性を改善することができるともできる。ゆつくりと動く血管の明るさのため、これがなければ有用なシーケンスにおいて、血管の削除は、長いシーケンス神経記録法とともに用いられ、特に価値がある。

種々の代替手法を用いて所望の血管削除を達成することができるともできる。例えば、第1の実施例では、位相コントラストまたはタイムオフ（time-of-flight）画像を用いて、血管を個別に検出し、流れを基にしたMR血管造影図を生成する。血管造影図は、別のプログラム命令の下で、MRIシステム14を用いて、或は以下に述べる補助データ収集システム22によって、生成することができるともできる。次に、この血管造影図をニューログラムから差し引き、血管のコントラストが完全に

に削除されたニューログラムが得られる。

画像の強調の説明に関連して先に述べたように、或る画像から除去すべき情報か、強調される画像において同じ輝度及び位置で、同一に表現されていない時、造影問題が発生する。血管造影パルス・シーケンス（または以下に記載

する他の技術)を用いて得られた血管画像情報と、上述の神経パルスエコー・シーケンスを用いて得られたニューログラム情報とでは、2つの画像において血管の輝度に変化が相違が予想される。この状況において登録エラーを回避する1つの方法は、血管撮影図を、対応するニューログラムに正規化することである(即ち、血管撮影図上で識別された血管の画素において、圧縮調整に基づき血管撮影図の輝度を等価する)。

血管削除に用いられる第2の技術は、短いTEを用いて、血管が比較的明るく、そして神経が比較的暗く表わされる第1の画像を生成することである。この画像を、次に、長いTEを用いて得られ、明るい神経と暗い血管とを表わす第2の画像から差し引く。

第3の血管削除技術は、静脈の「黒い血液」造影剤を血管に投与することを含む。この造影剤は、デキサメタゾン・DCTA・ボリリジン、または酸化鉄のナノゾの造影剤を含む。

わ、「ブラッド・プール」のものか野まいい(か絶対に必要ではない)。血管は、こうすることにより、薬品によって消去されるので、所望の血管を削除したニューログラムを生成するために、減算ステップを行なう必要性はなくなる。

最後に、注意深く調節した水削除技術を用いて、血管及び脳脊髄液(CSF)の、システム11によって生成されたニューログラムに対する影響を抑制することができ。このような技術の1つが、例えば、バイゼーらの「Comparison of LAIR Pulse Sequences with Heavily T₂ weighted Sequence in MR Imaging of the Brain, 185 RADIOLOGY SUPP, 151 (1992)」に記載された、流体減算反転重複(FLAIR)である。

(b) 動きの削除

例えば、比較差み付けを用いた上述の画像処理技術のあるものは、撮像する領域の動きの影響を受けることがある。この意味で得られた内容の生成画像への混入(即ち、運動アーチファクト)を削除するため、幾つかの異なるハードウェア及びソフトウェアの構造に、神経記録法システム14を用いることができる。

第18図に示すように、画像撮影の装置は、当て本15らによって規定された

、被検査者の領域に対して、選択的に

行なうことができる。当て本156は、ブラスチックまたは他の非鉄磁性材料で作られた堅い基台158を含む。基台158は、被検査領域に対して基準となる固定フレームを与ええるために設けられており、撮像部1の空間内に、随意に固定されるように設計されている。以下に更に詳細に記載するが、一旦神経記録法システム10が当該領域を撮像したなら、基台158によって設けられた基準フレームによって、外科手術システム28のような他のシステムが、撮像された神経と既知の関係で、その基準フレームの中で動作することができる。以下に述べる非固定システムは、当て本内の皮膚表面に存在する基準マークを用いる。

堅固なフレーム160は、ブラスチックまたはその他の非磁性性材料で作られ、基台158に取り付けられて、当て本156に付して構造的な支持となる。1つ以上の基準マーク162、例えば、水を充填したビーズまたは直線的マーク帯を、フレーム160及び/または基台158上に設けて、発生された画像から判定する。好適な構成では、各マーク162は当て本156の長さに対応している。発生される各断面画像において目標可能である。マークまたは帯162の少なくとも一方を、画像面のX、Y及びZ軸に、ゼロでない角度で整え、画像内のその特定位置は、当て本に対する基準位置

となることを保証する。

薄層ブラスチックで作られ、高バネ、シリコン、導電材、または塩化コパルを注入した水のような、従順な物質165で充填されたスリーブ164を、フレーム160の周囲に形成し、スリーブ168を備えて、当て本を患者に装着する際に用いる。図示のように、フレーム160とスリーブ164とは、多数の開口領域170を含み、被検査領域の選択部分に、例えば、外科手術システム28によってアクセスすることができる。また、基台158は、2つのスリーブと共に用いることもできる。第1のこのようなスリーブは、剛性のために、皮膚に完全かつ連続的に密着するためのものであり、第2のスリーブは腕を固定するため、外科手術器具によるアクセスを全体的に可能にする。

ポンプ172が設けられており、加圧された貯蔵器174からスリーブ164に流体を導入可能とし、スリーブを患者の皮膚に対して押圧し、被検重領域を固定する。解放バルブ176が、スリーブ164内の流体を貯蔵器174に還流させ、スリーブ164内の圧力を弱める。

運動アーサフランクを低減することに加え、当て木156は幾つかの他の機能も行う。まず、先に示唆したように、当て木156は、基準フレームを設け、これを照線システム

12の他の構成物が使用して、撮像された神経網に適正に関連した動作が、確實に行なわれるようにすることができ、第2に、当て木156はシステム12による治療または外科手術の実行を首尾よく管理できるように、被検重領域を固定することが要求される場合がある。

当て木156の第3の機能は、エッジ効果の低減であり、これかなければ脂肪削除を用いる場合に、エッジ効果が起こる可能性がある。この点について、被検重領域の表面（即ち、患者の皮膚）は、撮像される物質の性質を帯びて、急激な遷移を起こす。この組織と空気との界面に起因する場合の非均一性は、患者の表面の脂肪組織内の脂肪信号が、神経を取り囲む深層にある脂肪に対して、周波数の拡散及び/またはずれを生じる原因となる。しかしながら、脂肪削除の所望の効果は、神経組織に隣接する下部組織からの信号が撮像されないようにすることである。薄く可塑性のあるポリエチレンまたはその他のプラスチックをスリーブ164に採用し、物質166に断片的にドーブされた水を採用することによって、被検重領域の表面に入り込むこれらのエッジ効果を、神経組織に対して、1-5乃至5程度に低減する。

加えて、当て木を特別に設計し、連続撮像の間特定の身体領域を移動させて、手足の連続的な歩道的再配置を導入する

ことができる。この移動は油圧システムによって外部から制御し、光ファイバによるフットパッドを用いて再配置を制御することもできる。このようにして、一連の制御された位置における手足の一連の撮像を収集することができ、後に

これらを組み合わせて、患者の足指に関して、動きの間に神経に加えられる応力及び衝撃の力学的恒点を与えることができる。

運動アーサフランクは、神経記録システム10を制御するために用いられるソフトウェアによっても、制御可能である。この点について、MR1に対して適当なエッジ幅を確保するために、1つのパルス・シーケンスによって発生される正位磁気モーメントは、典型的に、次のパルス・シーケンスが開始される前に、その平衡値附近に戻る必要がある。この要素は、撮像に典型的に必要なパルス・シーケンスの回数と組み合わせて、典型的に、比較的低い時間間隔（例えば、1乃至20分程度、またはそれ以上）に亘って、データ収集を行なわせる。データ収集プロセス中に、患者が大きく動く可能性は、データ収集に必要な時間には直接比例することを理解されるであろう。

処理されたデータの収集を制御するソフトウェアを最適化して、運動アーサフランクの感度は影響を与える選別の少なくとも或るものを低減させるようにする。上述の構成では、

多数の異なる画像からの情報を用いて、選択的に最終画像を生成することもできる。例えば、減算ニューログラムは、典型的に、直交拡散勾配を用いて得られた2つの画像からの情報を用いて、画素毎に（またはボクセル毎に）発生される。一連の画像をインクローリーして所与の画素についてのデータを各拡散勾配に対して撮像し、それから他の画素についてのデータを収集することにより、減算プロセスが運動アーサフランクに影響される可能性を低減する。同様に、多数の画像を異なる勾配強度で収集し、所与の画素またはボクセルについて拡散係数Dを計算する場合、勾配選択プロセスの一部として、総ての勾配強度に対するある画素におけるデータを収集し、それから他の画素についてのデータを収集することによって、計数が運動アーサフランクに影響される可能性を低減することができる。このように、第1図及び第10図に描いた比較的単純なデータ収集プロセスではあるが、好適な構成では、次に進む前に所与の面について撮像を総て完全に繰り返すのではなく、各撮像における幾つかの面のデータを収集することによって、データ収集をインクローリーする。

所望の動き削除を得るために用いられる他の技術は、或る周期的な動きの源を予想することに基づくものであり、これは、例えば、補助データ収集システム22によって断絶する。

ことができる。例えば、被検査患者の領域によっては、患者の心拍及び呼吸は或る動きを発生し、それが当て本156によって削除される。システム22から得られるこれらの源の周期性に関する情報をを用いて、コンピュータ22は、一連のデータ収集を制御し、動揺及びエコー・パルスが、当該源によって与えられた動きに関連した一貫性のある時点で生じるようにすることができる。

MR1において呼吸運動アーチファクトを低減するための1つの技術が、アメリカ合衆国特許第4,330,508号(シモニら)に開示されている。一方、神経記録法システム10は、二酸化炭素出力の質素スペクトロメータによる監視、動揺の光ファイバによる観察、または自動音響分析を用いた長管聴診器による音響監視を含む種々の技術と共に用いることができる。

(c) 小東識別及び神経の強調

神経記録法システム10の他の特徴は、個々の神経小束を画像できる能力である。例えば、整相アレイ・コイル62またはその他の高解像度MRIシステムを、長いディジタライズと共に用いると、個々の神経小束が、神経内及び小束間の抹消及び神経弓突起(epineura)組織よりかなり明るく現われ、神経は多数の小束構造として現われる。

一例として、神経移植を行なった患者の神経内の小束を要わした神経画像を、第20図、第21図及び第22図に示す。これらの画像は、1.5テスラのMRシステム(GE Medical Systemsより販売されている Signa System 5.2.5 ofware release)を、標準1ガウス/cmの勾配及び上述の形式の整相アレイRFコイル・システムと共に用いて得たものである。TRが500ms、TEが102ms、及び8エコー・シーケンスの「高速」スピンエコー・シーケンスを用い、脂肪抑制及び血管造影のための空間RFパルスを行なった。

このシーエ変換を用いて、2系統の軸方向連続画像を生成した。一方の連

続画像は、断面の厚さ5ミリ、512×512ピクセル、1ミリ間隔、及び1ネック(動揺の数)の24枚で構成されている。第2の連続画像は、軸方向の断面の厚さ3ミリ、256×256ピクセル、0ミリ間隔、及び2ネックの41枚で構成されている。視野は18cmで、獲得時間は両方の連続画像について10.6分であった。

第2の連続画像は、各部分における胼胝神経鞘照の直径約2cmの楕円形対象領域を(手動で)選択することによって、後処理を施した。この対象領域は、更に複雑な上述の分析血管造影移植の使用を必要とせずに、血管を消去するために選択されたものである。

投影画像は、GE Medical Systemsによって供給されている System 5.1 (IV1)の一部として入手可能な、最大輝度投影(MIP)アルゴリズムを用いることによって、得ることができた。得られたニューログラムは、胼胝神経の胼胝形成物と外科的に配置した腓腹(Gaia)神経移植との間の界面を示す。第19図及び第20図で徐々に拡大して神経を示し、第22図で移植を含む神経の軸方向投影を示す。付加的な恩恵として、この撮像プロトコルは、小束間の神経内の組織からの信号を認め、神経の個々の小束(1)の輪郭を目立たせることができる。

神経記録法システム10の小束を撮像する能力は、幾つかの理由から重要なものである。第1に、小束の撮像によって、病気の発現のために神経の内部組織を観察及び分析することが可能になるので、ニューログラムの診断に対する有用性が高まる。この観察及び分析は、以下に更に詳細に記載する診断システム24の動作の一部として、操作者によってまたは自動的に、しかも視覚的に行なえることは、認められよう。

第2に、この特有の内部組織を用いれば、特定の神経の顕著性又は信号強度が識別し得る程高くない時でも、撮像プロセスにおいて神経の選択性や強調を加えることができる。よ

り具体的には、血管、リンパ管、リンパ節、及び脂肪組織の集合体は、多くの場

合、断面画像中では、神経と同様の形状、位置及び輝度となる。しかしながら、これらの組織の内、神経のような内部小束構造を呈するものはない。

一例として、小束の識別及び神経の確認を使用して、以下のように、曖昧な画像において神経を他の構造から区別することができる。まず、しきい値プロセスを用いて、神経を表わす可能性のある、画像の比較的良好な領域を識別する。これらの領域の境界を決定して、各領域に関連する画素の輝度を評価し、それら領域の平均画像輝度を計算する。

ある領域内の所与の画素の輝度が、平均輝度より低い所定値より大きければ、その画素に関連する構造は、小束の可能性がある。しかしながら、小束構造を表わすこのような画素群の所定の複数のシーケンスの1つ以上が識別された時にのみ、積極的な小束の識別を行なう。例えば、互いに隣接しこの基準を満たさない画素によって少なくとも一方側が接している、少なくとも3つのこのような画素の集合が見つからなければならない。

この分析の結果を用いて、例えば、血管やリンパ管に関連する領域から、神経に関連する明るい領域を区別することができる。小束識別パラメータを満たさない領域の画像の輝度

を次に0に調整し、これら曖昧な構造を効果的に画像から除去してもよい。また、神経放射線技師または他の専門家がこの情報を用いて、神経記録システムが投影ニューログラムを描写できるように対象空間を選択することもできる。

(d) 種々の神経強調技術

上述の神経記録システム10の種々の実施例の具体例及び特徴を変更して、他の手法を神経識別及び強調に組み込むことが可能である。

例えば、磁化転移パルス・シーケンスを用いて、脂肪組織の処理をした後に、神経線像を強化することができる。磁化転移は、化学的にシフトしたプロトンと、「共鳴しない(off-resonance)」パルスで励起することを含む。短いT₂の等方的に拡散する水区分(T₂ isotropically diffusing water compartment)内これらのプロトンは、長いT₂の等方的に拡散する区分に変化する。こうする際に、それらは高い強度の磁化信号を共に搬送し、周囲の神経組織に磁化の転移を誘発

し、画像におけるその顕著性を高める。神経は、ミエリン鞘内の共鳴しない比較的稳定したプロトンと、細胞原形質水(cytoplasmic water)の共鳴する可動プロトンとの間の比率的な交換を示すことができる。一方、筋肉は、大きな共鳴しないプロトンのプールでは、比肩し得る程度には、交換を示さ

ない。磁化転移パルス・シーケンスは、脂肪削除に似た刺激方法を用いてこの神経と筋肉との間の感度の差を利用し、相乗的に同時に2つの方法で画像の神経記録感度を改善するように設計されたものである。

代わりに他のパルス・シーケンスを用いることもできる。例えば、バックグラウンドのapplication of Steady-State FreePrecession to the Study of Very Slow Fluid Flow, 3946, RES. MED. 140-145 (1986)に記載されているように、定常状態自由精度(steady-state free precession) (SSFP)を用いることができる。しかしながら、脂肪削除を達成するには、SSFPを変更して画像プロトコルに含まれるようにする。同様に、ミエリンのThree Dimensional Magnetization Prepared Rapid Gradient-Echo Imaging (3D MP RAGE), 15, MAG. RES. MED. 132-157 (1990)に記載されているように、T₁のコントラストを改善するように変更すれば、磁化された迅速勾配エコー(magnetization prepared rapidgradient echo) (MP-RAGE)シーケンスを用いることができる。加えて、神経の選択性は、プロトン高速交換率またはT₁弛豫率を用いることによって、達成することができ

ニューログラムを発生するための更に別の技術に、神経線

性流体(condemnerial fluid)の速い流動性の流れに反応するように、シーケンスを最適化して用いるものがある。これらのシーケンスは、流れの末端側に近いために、そして卒業流動を捕捉と区別するために開発された技術を用いて獲得することのできる速い流動のために、唯一の信号を発生させることができる。このような技術には、例えば、エーモンらのFlowArtifact Reduction in MRI: A Review of the Roles of Gradient Moment Nulling and Spatial Pre-saturation, 148A G. RES. MED. 293-307 (1990)及びエーモンの A Flow Velocity Zeemanographic Int

erface for MR Imaging, IMV, RES, IM, 197-203 (1982)に記載されているような、勾配モーメントの零化(Gradient moment nulling)による速度補償が含まれる。

3. 医療システムの構成と動作

先に記載したように、神経記録法システム10は、より広い医療システム12の一構成物である。システム12の残りの構成物については、次の章でより詳しく記載する。これらの構成物は、例えばホスト処理システム32またはシステム12の個々の構成物の処理システムによって実行されるソフトウェア命令に従って、神経記録法システム10に情報を与え、そこからの情報を処理し、本相神経の画像以外

の種々の機能を達成するものである。

(a) 補助データ収集システム

補助データ収集システム22は、種々の異なる形式のどれを取ってもできる。例えば、先に示唆したように、システム22は、システム10によって生成された画像内にある構造に関する補足情報を収集するように設計することもできる。

このようなシステムの例には、神経除去(Nerve removal)または筋肉の機能損失による筋筋肉信号の損失を示すために、血管造影またはSTIRシーケンスにおいて用いるのに適した従来のパルスシーエコーシーケンスを用いた二次的MRIシステム、骨及び/または組織の画像データを発生する際に用いるのに適したX線撮像システム、軸索的に搬送された薬剤の進展を示すためのPETシステム、または造影剤リソブ蓄データを収集するためのCTシステムが含まれる。また、CT及びMRIを用いて見ることができる基準マーカー(例えば、水内のヨード造影剤)で当て本(splint)に形成し、システム10及び22からの情報を統合することができる。

補足情報をを用いて、画像内の構造に関する内容を圧縮し、神経選択性をさらに大きくすることができ。例えば、画像造影図を用いて、ニューロプログラムから血管に関する内容を除

去したり、色を基準に神経と血管とを区別することができる。また、非神経構造は既に全体的に存在しないので、追加情報を用いて、血管などの特徴の構造を、ニューロプログラムに明確に付け加えてもよい。神経構造を評価するために見るMRI画像に構造を加えることは、神経減衰成分の信号内容が貧弱であったため、従来のシステムでは事実上考えられなかったことは認められよう。

データ収集システム22の別の形式を用いて、神経記録法システム10の動作を制御する際に用いる、患者に関する情報を収集し、その出力を変更しないようにしてもよい。このようなシステムの例には、患者の心拍や呼吸に対してシステム10のデータ収集遅延処理のタイミングを合わせるのに用いる、従来の心拍及び呼吸モニタが含まれる。

図心のあるデータ収集システム22の最後の形式は、神経網についての補足情報を収集するために設計されたものである。例えば、システム22は、神経移動速度(Nerve conduction velocity) (NCV)を示し、このNCVの変化が生じた大体の場所や脳気腫へのNCVの応答を含む、出力を生成するように構成することもできる。呼び出された電位電極または磁気SQUID検出器からの情報を収集して、多入力表示のために統合することもできる。

h. 診断システム

診断システム24は、神経記録法システム10によって発生されるニューロプログラムやその他の情報(DやT,等)を処理し、担当の外科医に、例えば、神経異常の診断を与えるために選択される。また、システム24は、診断を行ったり、手術の必要性または成功の可能性を評価する際に外科医を補佐することもできる。一実施例では、単に外科医の診断を確認したり、質問するためのみに、システム20を用いることもできる。

一例として、問題となっている神経の混乱が共通に生じているが診断が難しい領域の1つに、脊椎管(Spinal canal)がある。第23図の椎骨の断面図に示すように、椎管領域は、比較的高い生理学的複雑性を呈している。図示の構造は、椎間板ヘルニア(BD)、圧縮された椎間板(LSR)、神経根(SF)、神経根(AF)、髄核(NP)、自律神経節(AC)、前根(LVR)、前根(VR

A)、横突起 (TF)、背側枝 (DRA)、背側根神経節 (DRG)、小腰前面 (F)、背側根 (DR O)、硬膜外脂肪 (EF)、弓状内根 (RCE)、硬膜包 (DS)、及び髄液 (CF) を含む。

この図で、最も興味深い 2 つの構造が、左背側根 (LSR) と左前根 (LVR) であり、これらは双方とも椎間板ヘルニ

ア (HD) からの圧迫の危険性がある。両方の神経は、硬膜外脂肪 (EF) を通しているが、骨に囲まれており、X 線を基にした技術によって、線画することができる。両方の神経は、また、椎間板 (HD) の油状信号 (stray water signal)、硬膜包 (DS) 内の髄液 (CF)、及びその他の膨張した組織 (一般的に用いられる磁気共鳴技術では画像の解像度及び画質を低下させることがよくある) に隣接している。

影断対象の左背側根 (LSR) 及び左前根 (LVR) は、その近くにある多くの解剖学的構造に較べて小さい。また、これらの根は互いにほぼ垂直である。この撮像に共通する問題は、神経記録法システム 10 を用い、脂肪削除を採用し、次に左背側根 (LSR) または左前根 (LVR) のいずれかを強調するようにパルス状散散勾配を配向し、各々が所与の画像内で明確に見えるようにすることによって、対処することができる。いずれかの根が圧迫されているなら、その画像は物理的な歪、または圧迫による圧痕を示すことになり、それ自体が膨張上の歪化、または圧迫の両側側の信号強度の変化として現われる。

選択性及びシステム 10 によって生成されたニューログラムの解像度のために、外科医がそれらを評価して、存在するいかなる神経の異常を診断できることは認められよう。加え

て、システム 10 によって生成された画像を断面システム 24 で分析して、例えば、圧迫または炎症の証拠を検出したり、適切な診断を行なうことも可能である。

システム 24 の動作は、部分的に、評価すべき条件によって異なる。一実施例では、操作者は、最初にシステム 24 に含まれる隠蔽線画 (CRF) 表示基盤上

に発生される二または三次元画像を見て、カーソルを用いて評価すべき特定の撮像された神経を識別する。また、操作者は検出すべき特定のタイプの異常を入力することもできる。

次に、システム 24 は、しきい値プロセスをを用いて、使用可能な三次元画像の各々において、撮像された神経の境界を決定する。これらの境界を、次に画像毎に比較して、対象である特定の異常に関連する形状の不連続または変化を見つ出す。例えば、事故によって損傷した神経にこの分析を用いると、その神経は、そうでなければ現われることが予想されるある画像から、完全に消失することがある。システム 24 は、このような領域も容易に識別することができ、外科医にその異常に関する正確な位置情報を与えることができる。

同様地、外科医は、あまり現われない神経の境界または強度の変化に関する状態に関心があるかもしれない。システム 24 は、隠蔽する神経領域の平均輝度、ならびに隣接領域の

大きさ及び形状を示す出力を、画像毎に容易に発生することができる。次に、この情報を用いて、圧迫のような異常を検出することができる。

1 つの構成では、カーソルを用いて、CRF 上 (例えば、「通常の」神経断面図に関連する) の対象となる基準境界を初期化し、システム 24 が用いるようにすることができ、次に、システム 24 は、後述の画像における実際の神経の境界を、基準境界と比較して、神経圧迫の位置を突き止め、その位置を検出する。この異常の数量化によって、外科医は神経の回復度を監視し、提供する治療の有効性を評価することができ、

システム 24 によって用いることができる他の手法は、損傷を受けた神経によって示される、T₂ のみかけ上の増加に基づくものである。より具体的には、初期状態の「真 T₂」分析または画像の散散重み付けを行って、経時的神経構造を撮像することができ、次に、T₂ を約 100 ミリ秒に延長して、損傷している神経のみを撮像する。

例えば骨折や関節の損傷の自動評価に用いるための別の別の手法には、脂肪成分が選択的に表示されており異なる組織が削除されている画像の分析を伴うものがあ

る。この手法は、皮膚、脂肪の集合、及び骨髄の存在により骨（多くの場所において）の表示を強調する。このような画像を収集して、神経を表示するのに用いる以外の色を割り当てると、同じ三次元構造において2つの画像が透過して見える。結果として、外科医は、神経と骨との間の物理的関係に関する有用な情報を得ることができる。この情報は、骨折及び関節の損傷を評価及び処置する際に最も重要なものである。

用途によっては、造影剤を用いて、対象となる異常を相対的に強調することもできる。また、神経は画像内では明るく現われ分離されるので、神経内医療造影剤を投与することによって、神経の1つを選択的に消去するほうがやりやすいこともある。

神経記録法システム10の出力を分析することに加えて、診断システム24は、システム10にフーリエバリエーションを与えて、用いるパルス、サンプリング及び生成される情報の種類を制御することもできる。例えば、神経圧迫、切開、破壊、または機械症の部位が検出されている場合、神経繊維流液及び軸索原形質液における変化が、T₂を基にしたまたは他の神経記録法動作を用いる時、信号強度の増加を監視することによって、容易に検出される。

ここでは詳細には記載しないが、種々の異なる診断への応用が考えられる。それには次のものが含まれる。

1. 患者の末梢、脳、自律神経及び神経集群詳細構造の表示。
2. 患者の脊髄根詳細構造、特に、頸部、胸部及び腰部脊髄根及び神経の表示。これらは孔 (foramina) において脂肪を通過し、ここを通過して脊髄根からぬけ出す。

3. 根が多数の硬膜外脂肪を通過する腰部管 (lumbal canal) の、患者の脊髄根の詳細構造の表示。

4. 三叉神経節（第5神経）、中側頭面麻痺またはベルの麻痺 (Bell's palsy)（第7神経）、重篤な高血圧（第10神経）またはその他の脳神経症候群の原因となり得る、血管または他の構造による圧迫に対する患者の脳神経の検査。

5. 方向、位置またはその他の拡散特性の異常な変化が、神経麻痺、脱髄疾患、神経症、多くの痺麻痺、末梢神経障害及び挫傷、有害なプロセスによって起こされた場合の、患者の神経、集群、根の圧迫または損傷の表示、及び神経の再成長の監視。

6. 異常に関連する皮質脊髄器 (cortico-spinal motor tracts) または他の機能性白質束 (functional white matter long tracts) の位置を知ることが有用な場合、脊椎内の腫瘍または他の塊状物の位置の判定。

7. 眼窩周囲の脂肪またはその角膜への経路上の脂肪を通過

る場合の、視神経の詳細構造、脳の伸長の表示。

8. 放射線技師、外科医または専門医の研究のため、そして特に、運動性帯 (motor strip) または言語に関連する領域のような「能弁な皮質 (eloquent cortex)」の領域の位置の識別のために有用な画像を与えるための、脳内の他の通路。この方法は、視床または内部きょう膜の適切な領域の空間的識別を含み、そして皮質表面上の対象領域への束の投影、または皮質表面上の他の領域とそれらの関連を参照することによる、対象領域の識別が続く。例えば、言語皮質投影路 (speech cortex projection tracts) は、言語生成に関連があることがわかっている領域から、怪我または傷が適正な神経機能を除外している可能性のある他の領域へ（またはこれを通過して）流くことができる。

9. 聴覚神経根を通過する第7神経の通路のような神経について、これらが低抵抗異方性の風嚢を通過する場合を追跡し、外科医が頭蓋内またはこれに隣接する神経の位置を知り、その開瘻の手術中神経を避ける能力を持たせることができる。

10. 頭部の隆起において起こるような、散在性軸索損傷 (diffuse axonal injury) の評価のために、拡散異方性画像を応用する。

11. 骨折及び脱臼、または異常の詳細構造領域内の神経

路を知ることによって、外科医の計画、管理及び固定に有益であるような脱臼／骨折の評価。

2. 治療システム

先に注記したように、治療システム 28 も用いて、神経記録法システム 10 または医療システム 10 の他の構成物からの情報を処理し、患者の治療をよりよく管理できるようにする。例えば、システム 28 は、神経記録法システム 19 からのフィードバックを用い、その動作を規制する薬品配達システム、または電流刺激システムである。このように、神経記録法データを用いて刺激または記録電極を配置し、より正確な神経伝導速度 (NCV) または誘発電位検査を行うことができる。治療のためには、路 (tract) 情報は、移植組織の配置、または植床内に凝えを起し得る異常活動の領域の病巣のための、補助を行なうことができる。

a. 外科手術システム

外科手術システム 28 は、システム 10 からの神経記録法情報を用いて、行う可能性のある種々の外科手術のいずれかに影響を与える。得られた情報を用いて、手術中に神経を避けたり、必要な神経手術を位置及び性質を確認することができ。外科手術システム 28 の動作は、システム 10 からのフィードバックに応答して自動的に制御されるか、或は外科

医が自分で与えられた情報を見直し、それを基に手動で制御することもできる。

一実施例では、手術を行なう患者の領域は、上肢の当て木 156 に配置される。当て木 (Splint) 156 の開放領域 170 は、手術の実行中、当て木 156 が外科手術システム 28 を妨害しないことを保証するように設計され、かつ配置されなければならない。そして、当て木 156 を当てて、神経記録法システム 10 から画像データを収集する。先に注記したように、神経記録法システム 10 の処理システム 16 は、三次元の数値座標を設け、当て木の基台 158 及び基準フーカ 162 を参照して、神経のそれらの経路に沿った位置を記述する。

実行する手術の性質によって、補助データ収集システム 22 からの出力も必要なくことがある。例えば、システム 28 を用いて撮像された領域内の骨に手術をする場合、システム 22 は骨の脂肪選択画像を発生することを要求されることがある。また、患者を CT スキャナに搬送し、骨の画像を用意することもある。MR I の当て木 156 は、この付加情報が収集される間接着されるが、二次画像から

位置情報を引き出すため、そして発生された 2 つの画像間で必要登録を行なうために、ブーカの追加 (例えば、CT X 線のためのチヨ...

クまたはフィードバック) が必要とされる。

画像情報は、第 24 図に示す、外科手術システム 178 のメモリに記憶される。以下により詳細に記載するが、好適な構成では、プロセッサ 178 は、ある座標系で行われる外科手術の案内を行なうようにプロگرامされ、この座標系は画像座標系を参照する。当て木 156 の基台 158 は、外科手術システム 28 に含まれるプラットフォーム 180 に固着され、画像において用いられる座標系とシステム 28 によって用いられる座標系との間に固定関係を与える。次に、この座標システムは三次元空間のコンピュタ・モデルを用いて、プロセッサ 178 によって連係される。ブーカの正確な位置決めの確保するための手順において、確認用 X 線を用いることも便利である。

交差手術用アーム (articulated surgical arm) 182 が、プラットフォーム 180 に結合される。これはその自由端にスライダ 184 (例えば焦点が合ったレーザービーム又はドリルのような外科的器材) を有する。アーム 182 は、いずれの選択点にも、または、プロセッサ 178 からの出力に応答して手術領域に関連して規定されるいずれかの選択された経路に沿ってでも、電気的または空気的に移動することができ。従って、アーム 182 の位置は、プロセッサ 178 によって印刷される制御出力によって追跡することができ。個々の座標を基にした、またはレーザを基にしたシステムも、所望であれば、用いることができることは、認められよう。

好適な実施例では、外科手術過程中、撮像される神経網及びその他の網は、システム表示装置 186 に写し出される。外科医は、手術中、解剖学的構造に対するスライダの位置を目で追いつながら、例えばワイヤスキャップ、電子プローブ、またはその他の入力装置 188 によって、スライダ 184 を導く。この視覚的フィードバックは、単にスライダの位置に取替した画像に対する認知の位置関係に基づくものでよい。

代わって、リアル・タイムに得られた画像モードバック・プレーンを用いて、根拠の確認を得ることも可能である。例えば、ウォーシンプらのThe Clinical Applications of Echo Planar Imaging in Neurology, 32 NEUROLOGY 367-370(1990)に記載されている、エコー・プレーン画像のような、高速度MRIデータ収集連続処理を用いれば、高速に画像を更新することができる。得られた画像を表示する時、外科医は適切な名称を与えられた非磁気的プローブが体内に進入するのが、リアル・タイムで観察することができる。もとと違い画像収集プロセスを用いる場合、前記プローブま

たは装置は、一連の画像が取り込まれるに連れて、段階的に進んでいく。いずれの場合でも、神経記録法画像は、不透明で硬い身体構造内側の敏感な神経組織の明確な映像を、X線透視画像と全く同じであるが、神経路に関する情報も含めて、外科医に与えることができる。

外科手術中外科医がシステム28の動作を制御しなければならないに代わって、コンピュータによって導かれる定位固定または信頼システムを用いてもよい。この点について、外科医は、スタイラスの経路及び行われる手術に対して適切な動作を含む、行なわれる手術の性質を識別する入力と、プロセッサ178に与える。これらのソフトウェアは、非係合状態のシステム182を用いて行なうことができ、手術の手順を確認する前に、外科医が手術のシミュレーションを行ったり、画像上でスタイラスの経路を目標することができる。一旦確認されれば、プロセッサ178に命令を与え、実際の外科手術の間所望の経路にシステム182を自動的に導くことができる。

外科手術システム28を使用すれば、現在用いられている「神経については目的」「外科手術システムに代して、多くの重要な利点を得ることができる。例えば、神経を容易に損傷できるので、外科医はいかなる神経状態でもよりよく評価することができ、処置を施したり、手術の計画を変更することも可能である。加えて、神経に対するスタイラス182の位置を容易に検像することができ、手術が行われる前に確認できるので、スタイラスが偶然神経路に進入してしまうと

いうような事故が回避される。

上述の実施例では当て木156を用いてニューログラフと外科手術システム28との基準フレーム間の連携を得るようにしたが、必ずしもこうしなくてもよい。例えば、特に運動アーチワークの可能性が比較的小さい場合、基準ワークを直感身体に（例えば、顔面の感覚及び運動神経に）関係する時には顔面または顔面、また脳幹神経路に関係する時には、聴覚及び聴覚神経路に隣接して）貼り付けることもできる。

このような基準ワークを用いたコンピュータ記録式外科手術システム28を使用することは、脳、肺、及び腰椎の手術では特に重要なことと信じられている。この点について、システム28は、例えば、解放すべき対症的压力が実際は腰部4/5根であるのに、不注意で腰部3/4根に対して減圧してしまった場合のように、「良い」手術ではあるが、悪いレベルで行なうという問題をなくすることになろう。常態に対する作用については、元の画像を、システム28によって感知されるように、患者の背中にテープで止めた基準ワーク帯

及び挿入してマークした基準ワーク帯を共に取集し、手術中スタイラス182の位置付けを行なうことができる。

外科手術システム28の種々の構成物は種々の方法で変更可能なことは認められよう。例えば、スタイラス182は、神経の作用を検出するように構成された、電界の表面検出器または神経作用の電気検出器を含んでもよい。このような装置の例には、体性感覚誘発部位(somatosensory evokedpotential)または電気刺激システムが含まれる。結果として、スタイラス182の実施例によって提供される神経検出によって、確認すべきニューログラフを参照して決定された神経に関して、スタイラスを位置付けることが可能となる。

特に重要な神経手術システム28の応用の一つに、首の手術がある。このタイプの外科手術には、例えば、内部頸動脈からストロークを生じるプラークを除去する頸動脈内膜切除、頸動脈を和らげるための前部頸部椎間板切除、または首の筋手術が含まれる。このような外科手術で最も複雑なもの一つが、反回神経の切断または離断であり、おそらく一方または双方の声帯の永久的麻痺という結

果になる。最適なのは、予備ニューログラムを用いて、逆向神経の経路を表示し、外科医がそれをも最も効果的に避けるか、少なくとも手術中それを識別し保護できるようにすることである。

ニューログラムによる誘導は、経皮針による障害の生体組織検査、または組織を除去するのに用いられる超音波または他の機械的装置のような、より正確された経皮システムのための用いることもできる。一例として、このような手術には、椎間板切除術、レーザー/顔面システムの導入、筋の脳神経茎の神経節溶解のような手術に用いられる皮下病巣装置の配置、深部組織に配された薬品の管理、ジブテルミー、救命療法、またはその他の物理的または機械的技術が含まれる。また、ニューログラムによる誘導は、硬内損傷の硬い組織を通過する経路を制御するため、または方向付け可能な可塑性内損傷の経路を制御するために用いることもできる。

外科手術システム28の更に別の重要な用途は、脳内の定位手術を誘導するためのCNSニューログラムの使用にある。現在、T、M、R、Iによって目視可能な組織構造を用いて、定位手術を誘導している。一方、CNSニューログラムは、対象となる特定の路の接続または関係に関する情報を与える。これらの路は他の路内を通るので、これらは従来の組織に基づき画像によっては区別できないのである。

e. 訓練及び開発システム

訓練及び開発システム30は、神経記録法システム10から収集した情報を処理するように設計された種々の形状のあ

らめるものを用いることができる。一実施例では、ニューログラムを複数の患者から収集し、外科医やその他の人々が参画にするための、通常及び異常な神経路の解剖学的地図を生成する。ある患者から得た画像を、単一地図における医学的に知られている割合と比較し、ある条件で外科手術を受けるように設定された患者の神経経路の異常を素速く識別することができる。結果として、外科医は自身の技術を改善し、手術の分野で起こり得る神経への損傷の危険性を低減するこ

とができる。同様は、飼育の患者の皮膚や皮層神経のニューログラム地図を用いて、外科医の切開の計画を助けることができる。慣例的な外科の切開中に皮層神経を過って離脱し、皮膚の下の組織に達してしまうような、よく知られる事故を回避することもできる。

他の実施例では、訓練及び開発システム30は、神経記録法システム10によって用いられるプログラミンの有用性を評価するように設計することができる、更にシステム10にフィードバックを与え、その動作を制御すると共に、発生されるニューログラムの質を高めることができる。より具体的には、一旦神経を明確に識別可能なシーケンスを採用したなら、他のシーケンスを用いて、それらの結果を確認された方法と比較することができ。結果として、技術の収集がもた

らされ、各シーケンスが最良の性能を発揮する条件と共に、それを神経記録法システムにプログラムすることができる。

他の訓練及び開発システム30の代替案を用いて、神経圧迫の診断を補助するために設計された、神経阻害物造形術を評価することもできる。より具体的には、このような訓練及び開発システム30を用いて、異なる造形剤を用いて生成された画像のコントラストを数値化し、既知の神経異常を画像化する。結果として、システム30は、特定の神経損傷の問題に最良の結果を与える造形剤を識別することができる。

訓練及び開発システム30の更に他の実施例では、ニューログラムからの情報を、種々の製品の設計に用いることを可能にする。例えば、システム10によって生成されたニューログラムは、人間工学的家具、高重力空気(high gravityair)または空間工業座席(space craft seats)、特別製ボデイ・スーツ、ブーツ、及び種々の種類の電子的または電気的医療機器の設計者にとって、非常に有効な情報を提供する。これらは、神経の症例をあらかじめ格納に築き止めることができる、最良に使用できるものである。システム30は、システム10からの神経経路に関する情報を、このような機器の設計に関連のある計算プロセスに組み込み、製品の性能を高めることができる。

一例として、椅子の人間工学的設計では、システム30は、当該椅子によって得られる主要な電圧が神経路と一致しないことを、関係する顧客に保証するように、プログラムされる。これは、座る人の神経網を、椅子の数学的モデルに重ね合わせ、主要支持点を識別し、神経から所定の距離内にある支持点線に対して、画面上でフラグ(Flag)を発生することによって、行なうことができる。結果として、この椅子の設計は神経の圧迫を回避するように操作することができる。

他の応用では、システム30を用いて、電子的人工器官を制御することができる。より具体的には、システム10からの情報を用いて、例えば、切断された神経に隣接して電子的検出器を配置し、人工器官によって置き換えられた肢部に関連する神経の活動を検出することができる。この検出された神経の活動を用いて、人工器官を制御する。

4. 非神経撮像への応用

原則として、他の目的物または対象が上述の神経特徴に対応する特性を示すのであれば、上述のMRI技術を用いて、当該目的物または対象の選択的撮像を行なうことができる。例えば、いずれかの部分において振散異方性を呈する目的物は、振散重み付けを用いて撮像することができる。このように、医学では、例えば、心臓血管もこのようにして撮像する

ことができ、更にこの技術を用いて、散散異方性を呈するのであれば、例えば、ロック、ストラータ(Rock strata)や植物(Plants)を検査することもできる。

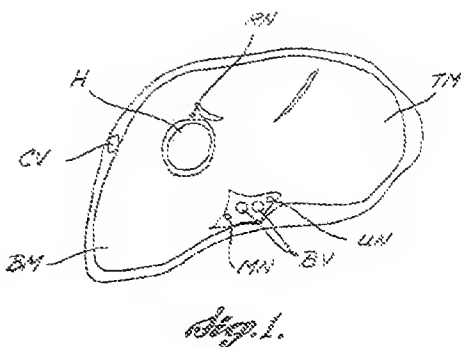
5. 結論

神経の明確な画像を作成する適切な方法がなかったことは、専門医、外科医、運動トレーナ、痛み処置の専門家には大きな障害であった。以前でも神経を周囲の構造から区別することが時として可能ではあったが、神経を他の全構造から区別するシステム10の特有の能力は、素晴らしい進歩を表わすものである。システム10の感度によって、最も小さい神経でも精度高く識別し、連携させて神経網の三次元投影図を形成することができる。造影剤を必要とすることなく、神経記録法情報を素早く収集することができる。

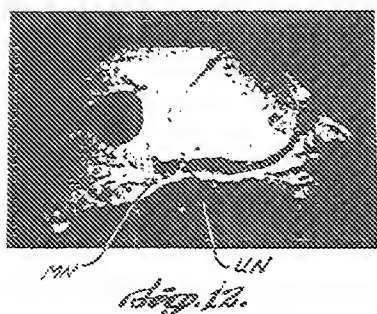
本発明の好適実施例を明示し記載したが、本発明の精神及び範囲を逸脱すること

となく、種々の変更が可能であることは認められよう。

【図1】



【図12】



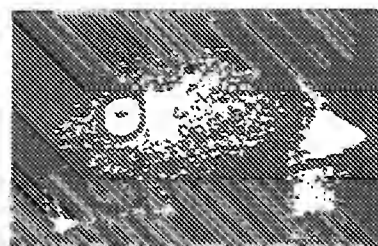


Fig. 13.8.



Fig. 13.4.

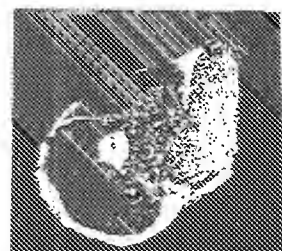


Fig. 20.

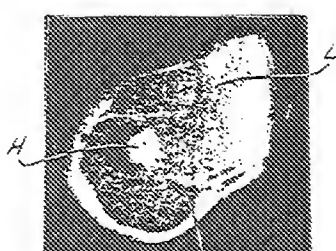


Fig. 21.

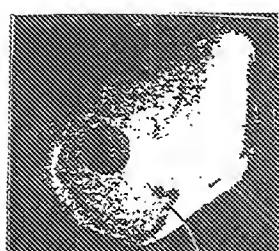
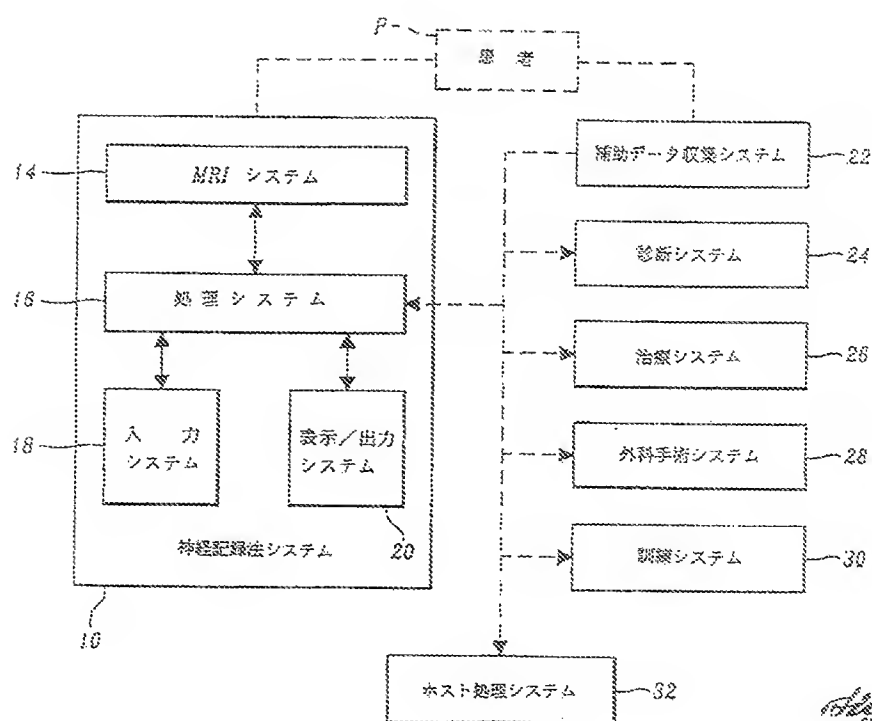
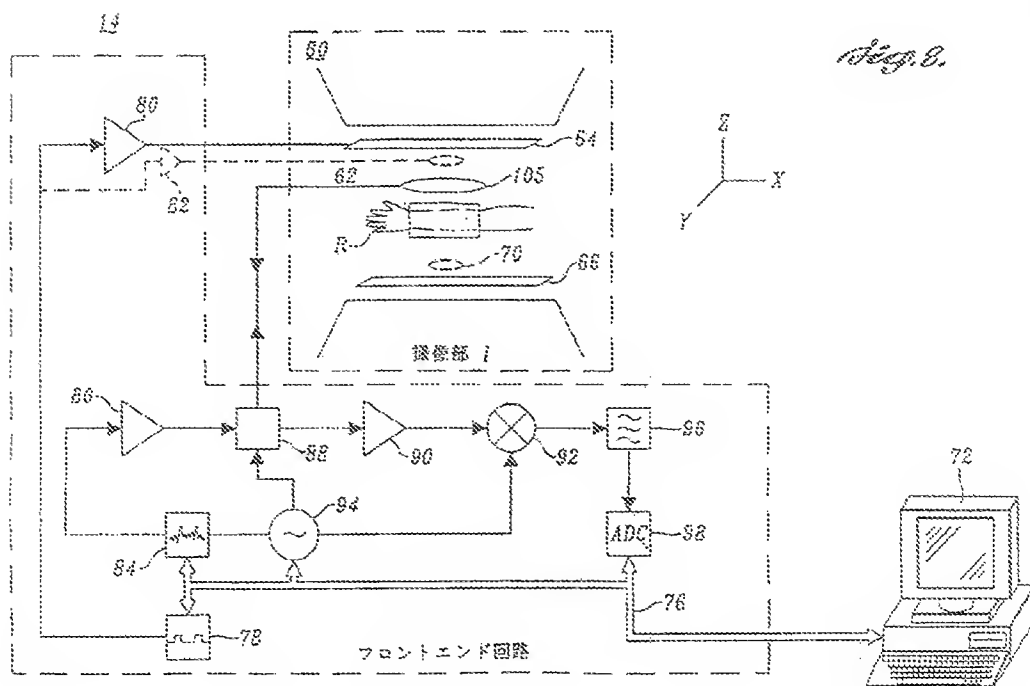
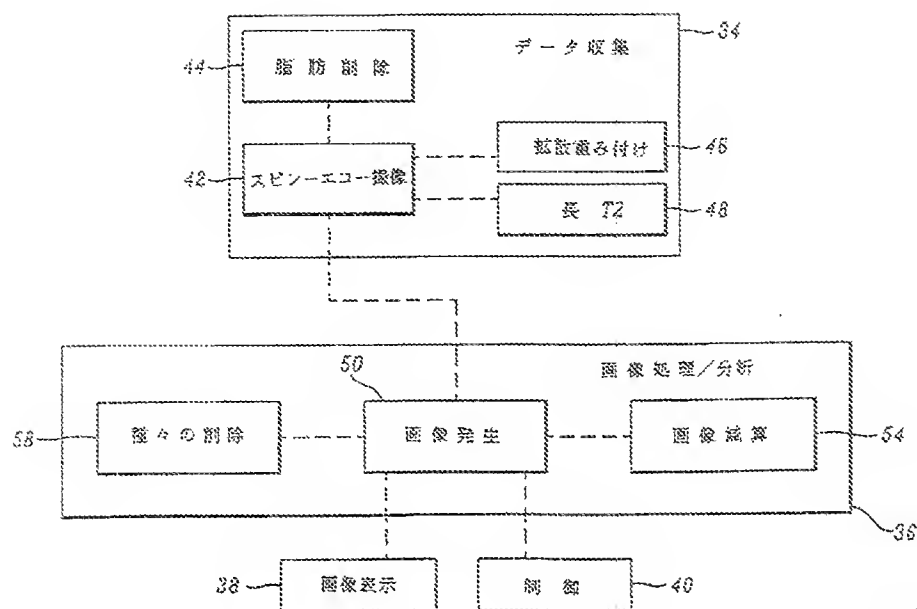


Fig. 3.

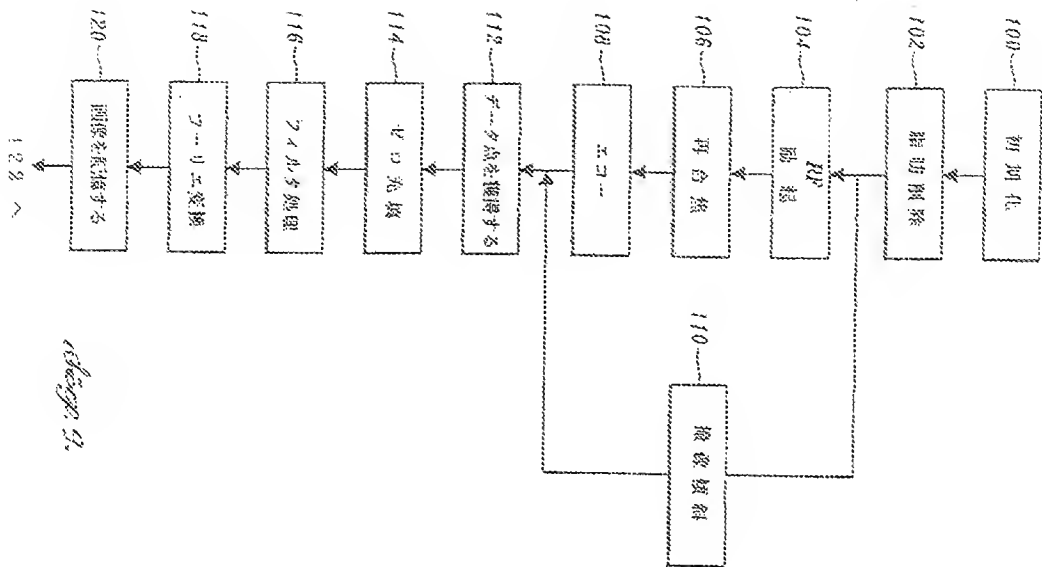




【図 9】

(79)

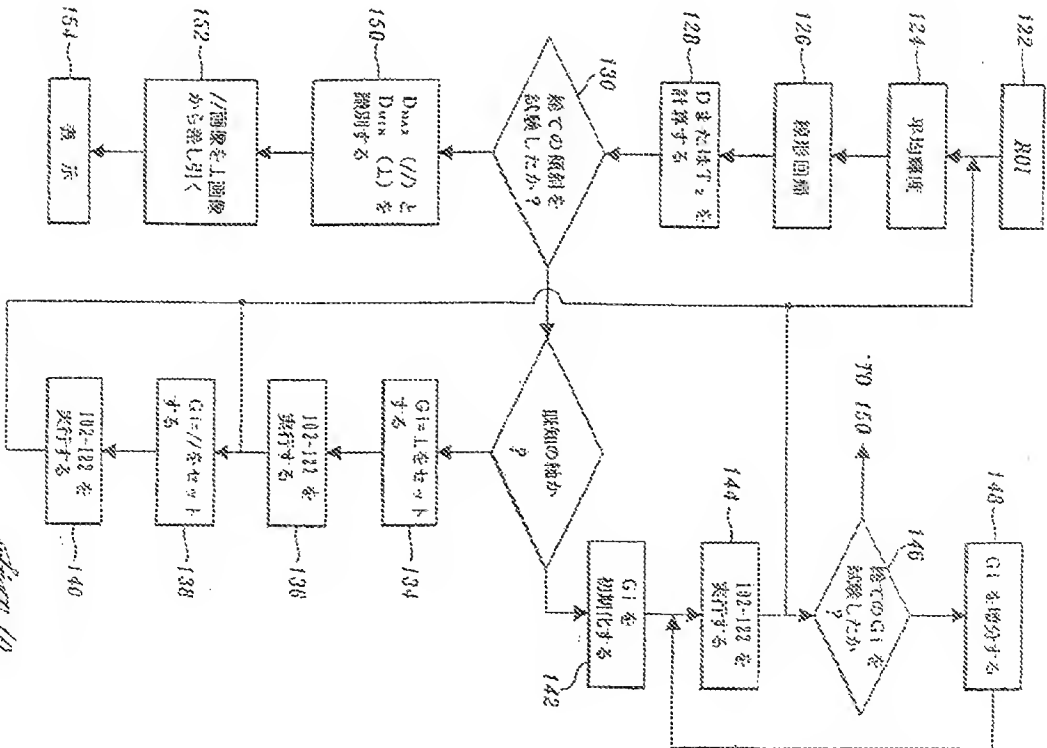
特表平 5 - 5 0 0 0 2 1

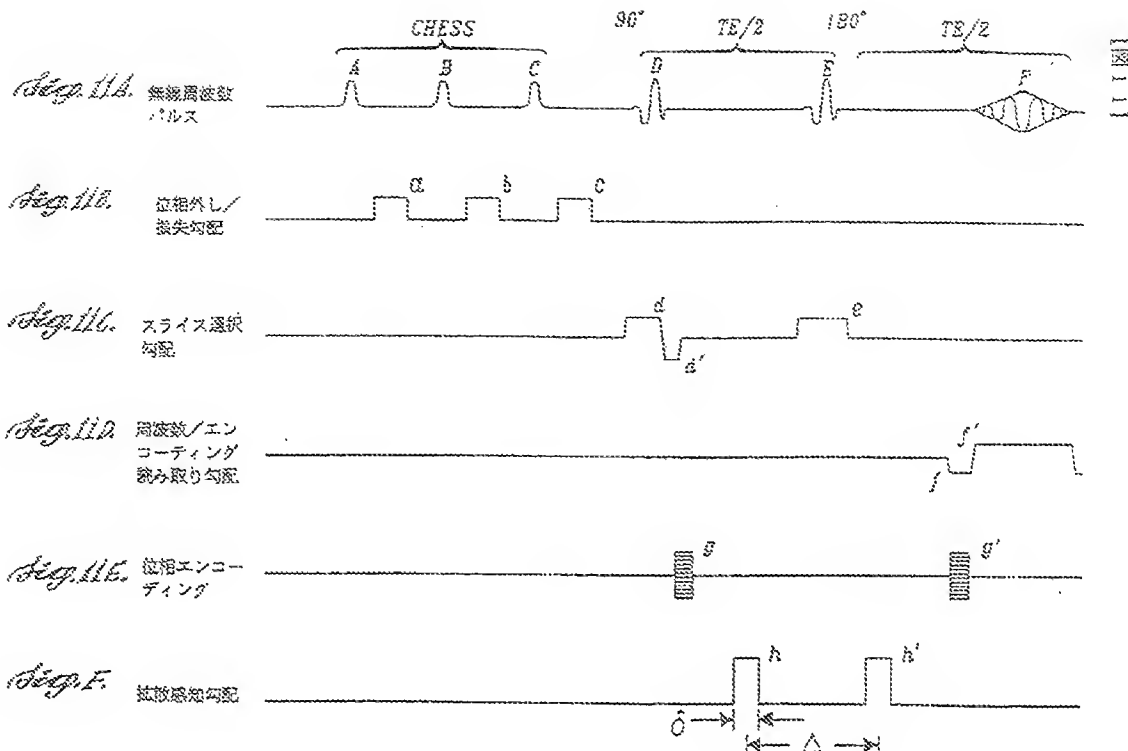


【図 10】

(80)

特表平 8 - 5 0 0 0 2 1





(3)

特開平8-500021

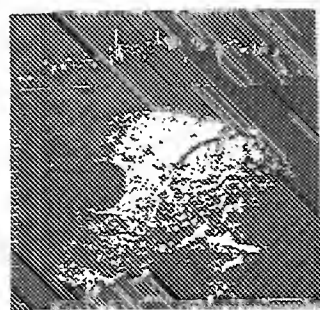


Fig. 14A

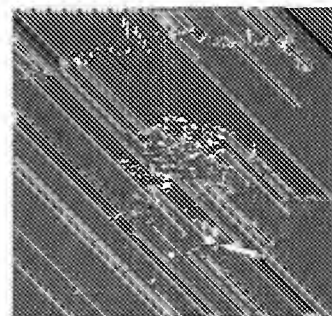


Fig. 14B

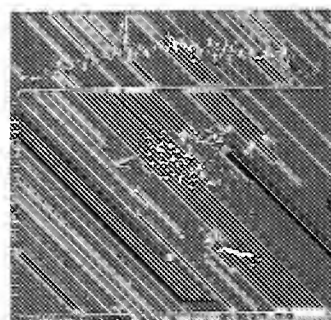


Fig. 14C

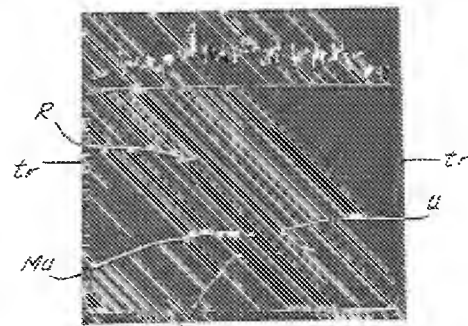


Fig. 14D

(4)

(5)

特開平8-500021

【图 1 5】

(2)

档案号: 500021

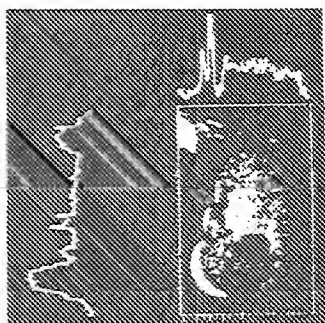


Fig. 15B.

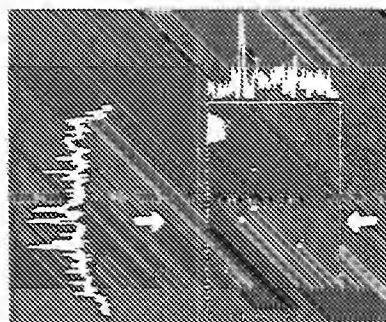


Fig. 15C.

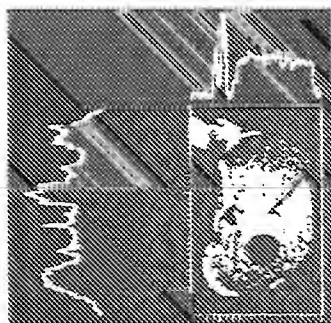


Fig. 15A.

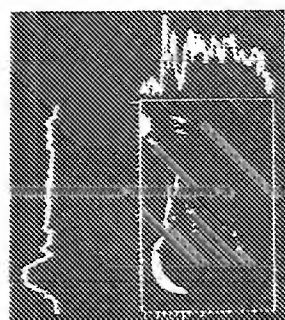


Fig. 15D.

【图 1 6】

(3)

档案号: 500021



Fig. 16.

【图 1 7】

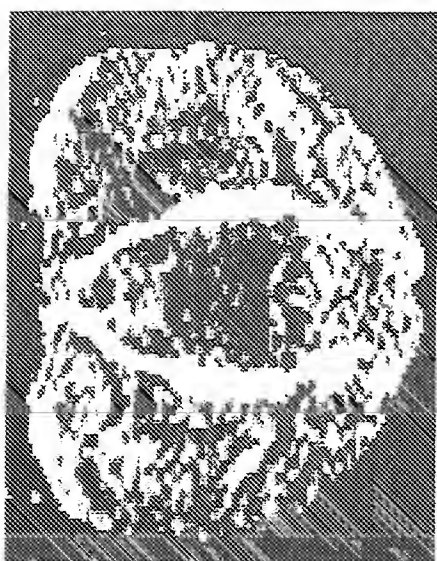
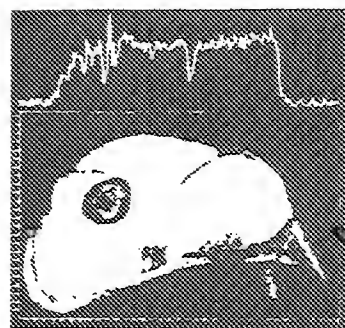
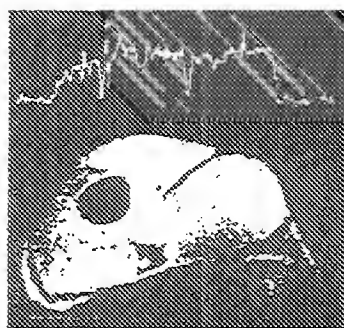


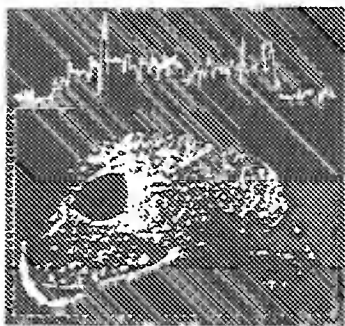
Fig. 17.



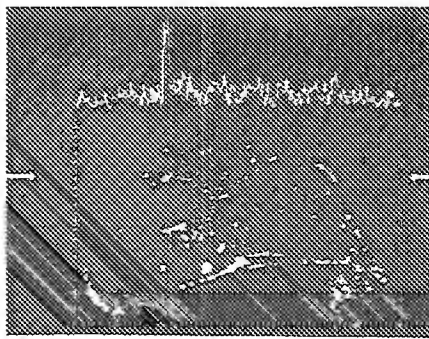
step. 16d.



step. 16e.



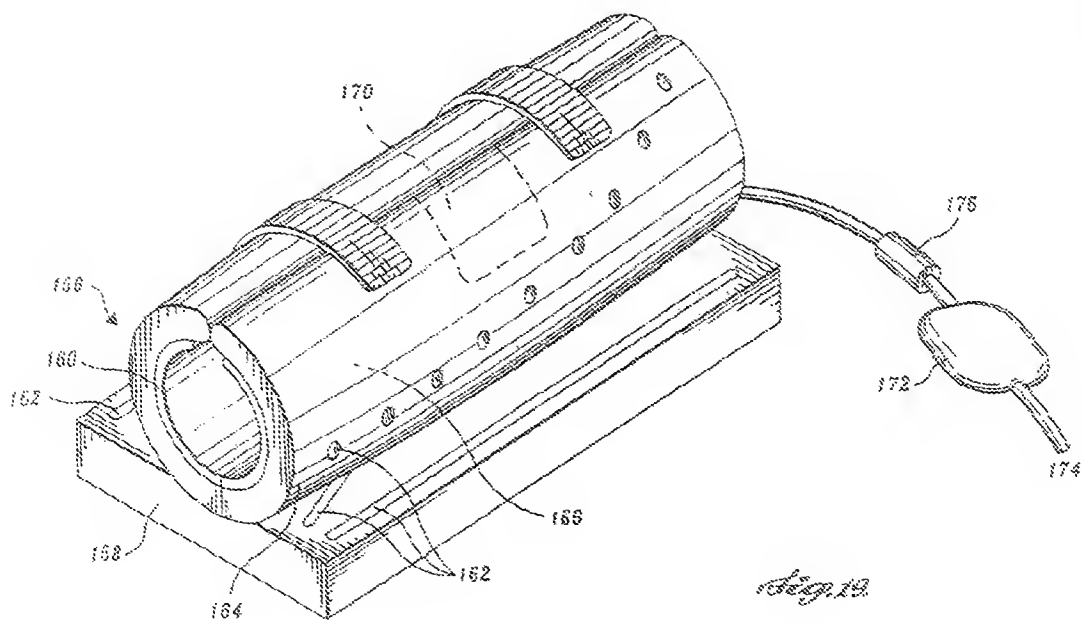
step. 16f.



step. 16g.

(85)

特許第 5,600,211 号



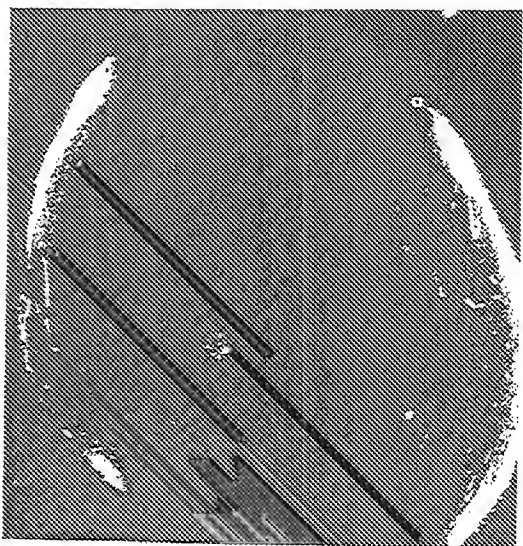
(86)

特許第 5,600,211 号

【图 2.0】

(87)

档案号: 5.0002.1

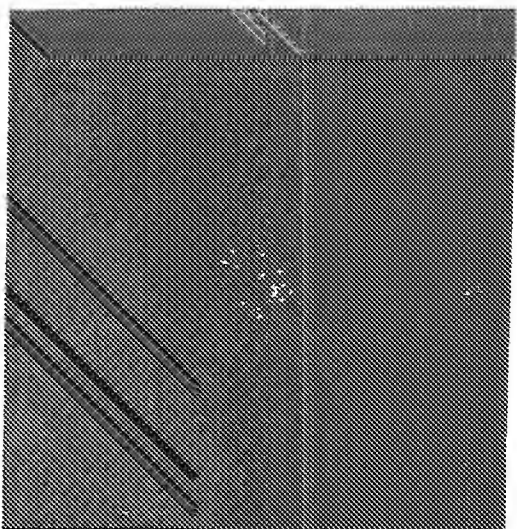


档案号: 5.0002.1

【图 2.1】

(88)

档案号: 5.0002.1



档案号: 5.0002.1

【图 2 2】

(89)

特 权 字 第 8 - 5 0 0 0 2 1

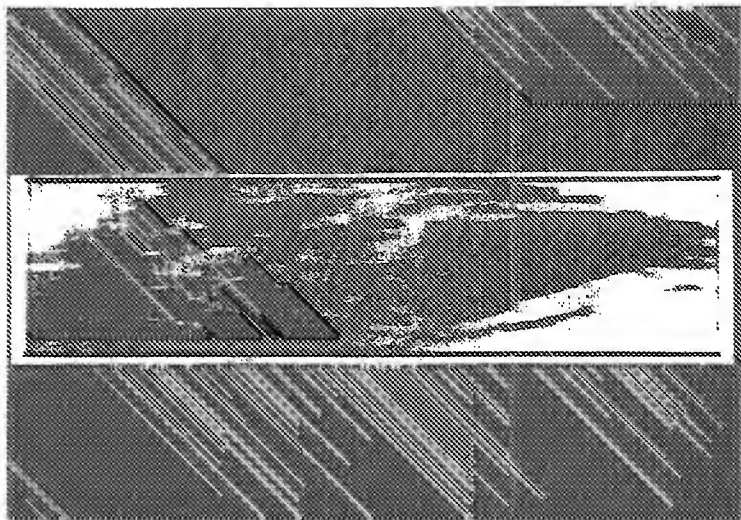


Fig. 22.

【图 2 3】

(90)

特 权 字 第 8 - 5 0 0 0 2 1

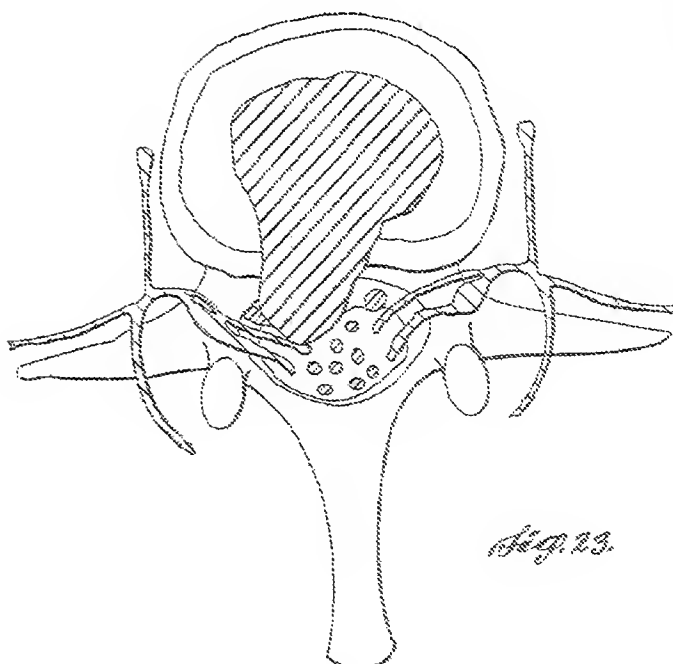
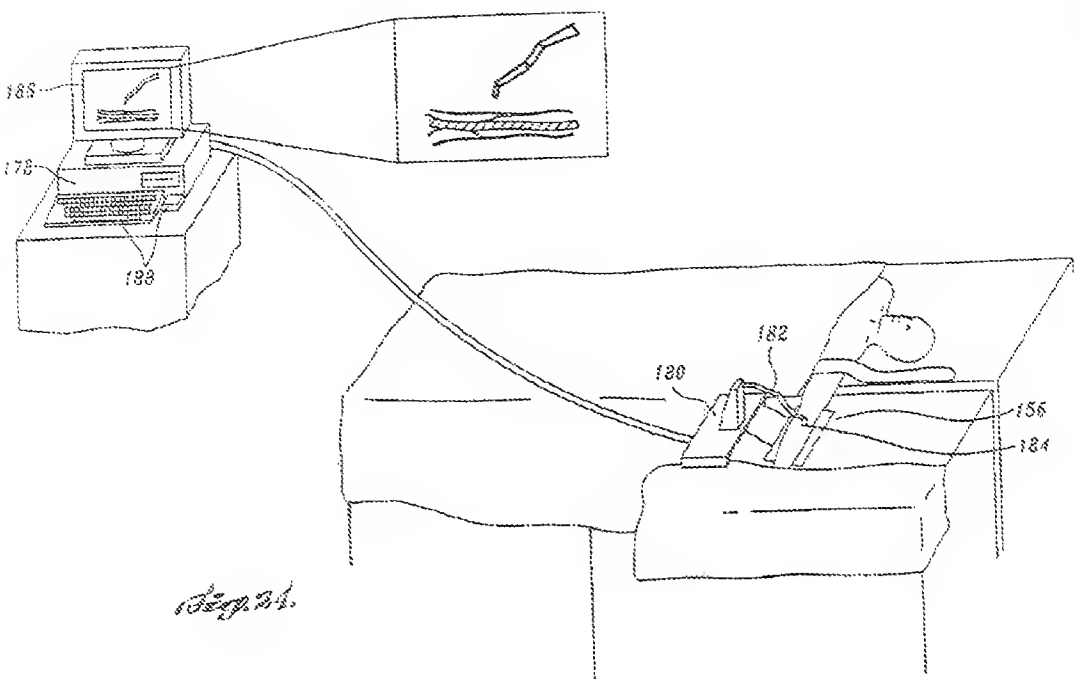


Fig. 23.

【図 24】



【手続補正書】特許法第 184 条の 5

【提出日】1994 年 3 月 4 日

【補正内容】

特許請求の範囲 (34 条補正)

排他的所有権または特権を主張する本発明の実施の具体例を次のように規定する。

1. 哺乳類の組織の形状及び位置を判定するために磁気共鳴を利用する方法であって、

(a) 対象となる生体領域を磁気共鳴場に出させるステツプであつて、前記生体領域は非神経組織と神経とを含み、前記神経は末梢神経、番号 3 ないし 12 の脳神経の 1 つ、または自律神経から成り、

(b) 前記生体領域を、電磁刺激の場に出させるステツプ、

(c) 前記生体領域の前記偏向及び動起の場に対する共鳴応答を表わす出力を生成するステツプ、

(d) ステツプ (a)、(b) 及び (c) の動作を制御し、生成された出力において、末梢神経、番号 3 ないし 12 の脳神経の 1 つ、または自律神経から成り、前記対象となる生体領域内で生きている、前記神経の選択性を高めるステツプ、及び

(e) 前記出力を処理して、前記神経の形状及び位置を記録するデータセットを発生させ、前記データセットは前記生

体領域内において前記神経を前記非神経組織から区別し、神経造影剤を使用することなく、前記生体内の非神経領域よりも少なくとも 1、1 倍である、神経の顕著性を与えるステツプ、から成ることを特徴とする前記方法。

2. 前記データセットは、前記生体領域において前記神経を非神経組織から区別し、前記データセットが、神経を非神経組織の少なくとも 5 倍の輝度で記録するようにしたことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

3. 前記生体を領域の場に出させるステツプは、前記生体領域を、少なくとも 1 つの放射重み付けされた勾配を含む偏向の場に出させるステツプを含むこ

とを特徴とする請求項１に記載の方法。

４．前記少なくとも１つの拡散重み付けされた勾配は、前記神経に実質的に平行な第１の勾配と、前記神経に実質的に垂直な第２の勾配とを含み、前記出力を生成するステップは、前記第１の勾配を用いた時の第１出力と、前記第２の勾配を用いた時の第２の出力とを生成するステップを含み、更に、前記出力を処理するステップは、前記第２の出力から前記第１の出力を減算するステップを含むことを特徴とする請求項３に記載の方法。

５．前記減算ステップは、更に、前記第１の出力と前記第

２の出力との間の差額を判断するステップを含むことを特徴とする請求項４に記載の方法。

６．前記方法は、登録のしきい値レベルが前記第１及び第２出力の間に示されないならば、前記減算ステップを禁止するステップを含むことを特徴とする請求項５に記載の方法。

７．前記非神経組織は脂肪を含み、前記生体領域を前記第１及び第２の勾配に露出させる前に、前記生体領域を、電磁場に露出させ、前記脂肪の前記第１及び第２の出力に対する符号を削除することを特徴とする請求項４に記載の方法。

８．前記少なくとも１つの拡散重み付けされた勾配は、所定範囲の勾配を含み、前記出力を生成するステップは、各勾配に関連する別個の出力をベクトル処理し、前記出力を処理するステップは、前記別個の出力をベクトル処理し、前記神経によって示される異方向性拡散を表わすデータを発生し、前記異方向性拡散を表わすデータを処理して、前記神経の形状及び位置を記述する前記データセットを発生させることを特徴とする請求項３に記載の方法。

９．前記非神経組織は脂肪を含み、前記生体領域を励起の場に露出させるステップ及び前記出力を生成するステップは、前記脂肪の出力に対する符号を削除するように、前記生体領域内の脂肪を励起することを含むことを特徴とする請求項

１

に記載の方法。

１０．前記脂肪の符号は、化学シフト選択モードを用いることによって削除することを特徴とする請求項９に記載の方法。

１１．前記処理ステップは、更に、末梢神経内に見出される束、番号３から１２の神経群、及び自律神経を表わす指標に付して、前記出力を分析するステップを含むことを特徴とする請求項９に記載の方法。

１２．前記処理ステップは、更に、前記束を表わす指標に付して出力を分析するステップの結果を用いて、束でない組織を前記データセットから削除することを含むことを特徴とする請求項１１に記載の方法。

１３．前記処理ステップは、更に、末梢神経内に見出される束、番号３ないし１２の神経群、及び自律神経を表わす指標に付して、前記出力を分析するステップを含むことを特徴とする請求項１１に記載の方法。

１４．前記処理ステップは、更に、束を表わす指標に付して出力を分析するステップの結果を用いて、前記データセットから、束でない組織を削除することを含むことを特徴とする請求項１３に記載の方法。

１５．前記ステップ（ｄ）を用いて、末梢神経、番号３な

いし１２の神経群、及び自律神経の特徴的なスピンエコー緩和係数を利用し、これらの神経の前記スピンエコー緩和係数は、他の周囲の組織のそれより大幅に大きいことを特徴とする請求項１に記載の方法。

１６．前記生体領域を励起場に露出させるステップ及び出力を生成せしめるステップは、６０ミリ秒より長いエコー時間によって分離され、前記生体領域における前記神経の非神経組織からの区別を確化することを特徴とする請求項１５に記載の方法。

１７．前記非神経組織は脂肪を含み、前記末梢神経、番号３ないし１２の神経、及び自律神経の特徴的なスピンエコー緩和係数を利用することによって、前記ステップ（ｄ）によって削除されることを特徴とする請求項１６に記載の方法。

１８．前記生体領域を励起場に露出させるステップは、１秒より長い繰り返し時間の後に繰り返され、前記生体領域において、末梢神経、脳神経、または自律

神経の、非神経組織からの区別を強化することを特徴とする請求項 16 に記載の方法。

19. 前記非神経組織は脂肪を含み、前記ステッチ (c) の前に、前記出力内の脂肪の寄与を削除する電極場は、前記

生体領域を露出させることを特徴とする請求項 16 に記載の方法。

20. 前記ステッチ (d) によって、前記生体領域を励起の場に露出させるステッチ (b) は、前記生体領域において非異方向性散乱から前記神経内の異方向性散乱への散乱転移を誘発させ、より簡単に神経を非神経組織から区別することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

21. 前記非神経組織は脂肪を含み、前記ステッチ (c) の前に、前記生体領域を、前記出力における脂肪の寄与を削除する電極場に露出させることを特徴とする請求項 20 に記載の方法。

22. 前記生体領域は血管を含むこともでき、前記ステッチ (d) は、前記ステッチから、血管を削除することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

23. 前記ステッチ (a)、(b) 及び (c) を繰り返し、神経の影響が強調された第 1 の出力と、血管の影響が強調された第 2 の出力とを生成し、前記出力を処理するステッチ (e) は、前記第 1 及び第 2 の出力を処理して、前記データセットから血管を削除するステッチを含むことを特徴とする請求項 22 に記載の方法。

24. 前記生体領域内の非神経組織が血管と髄液とを含む

場合、前記ステッチ (d) は前記データセットから血管と髄液とを削除することとを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

25. 前記ステッチ (d) は、前記データセット上の前記生体領域の動きの影響を削除することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

26. 前記方法は、更に、前記生体領域を当て木にて固定し、前記データセットにおける運動アーティファクトを減少させるステッチを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

27. 前記生体領域は、複数の末梢神経、番号 3 ないし 2 の脳神経、または自律神経を含み、前記方法は更に、前記複数の末梢神経、番号 3 ないし 2 の脳神経、または自律神経の選択されたものに、造影剤を投与し、前記選択された 1 つの神経を前記データセットから削除するステッチを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

28. 前記ステッチ (a) ないし (c) は、前記生体領域を、読み取り勾配再励相パルス及びスライス選択励起パルスに露出させるステッチを含み、前記読み取り勾配再励相パルスは、前記スライス選択励起パルスの発生の直後に代わって、前記出力が生成される直前に発生され、前記データセット内の読み取りスライムの表示を減少させることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

29. 前記ステッチ (a) ないし (c) は、更に、前記生体領域を二部分位相エンコー딩勾配に露出せしめ、前記データセットにおける望ましくないクロスタームの表示を更に減少させるステッチを含むことを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

30. 前記データセット内の前記神経の精度は、前記生体領域内の非神経組織のそれより、少なくとも 10 倍であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

31. 前記方法は、更に、前記データセットを処理して、前記神経の形状及び位置を表示する画像を発生させるステッチを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

32. 構造の形状及び位置を判定するために超音波を利用する方法であって

(a) 分散重み付けされた所定の配列の勾配を含む磁気偏向の場は、散乱異方向性を示す選択された構造と、散乱異方向性を示さない他の構造とを含む領域を露出させるステッチ、

(b) 前記領域を電磁励起の場に露出させるステッチ、
(c) 前記分散重み付けされた勾配の各々について、前記励起の場と当該散乱重み付けされた勾配を含む偏向の場に対する、前記領域の共振応答を示す出力を生成させるステッチ、

(d) 前記出力をベクトル処理して、前記拡散重み付けさ

れた勾配の前記選択された構造の方位に関する場合には無関係に、前記領域内の前記選択された構造によって示される異方性拡散を表わすデータを発生させるステップ、

(e) 前記異方性拡散を表わすデータを処理し、前記領域内の前記選択された構造の形状及び位置を記述するデータセットを発生させ、前記データセットは、前記選択された構造を、拡散異方性を示さない前記領域内の他の構造から区別するステップ、
から成ることを特徴とする前記方法。

33. 前記選択された構造は、哺乳類の神経組織であり、前記他の構造は哺乳類の非神経組織であることを特徴とする請求項32に記載方法。

34. 前記異方性拡散を表わすデータを処理する前記ステップは、前記異方性拡散を表わすデータを分析して、前記神経組織によって示される異方性拡散の有効な方向を判定し、拡散重み付け勾配に対する最適な方位を決定するステップ、

前記領域を、前記有効な方向に対して実質的に平行及び実質的に垂直な2つの拡散重み付けされた付加勾配に、それぞれ露出させるステップ、
前記2つの拡散重み付けされた付加勾配に対する前記領域

の共鳴応答をそれぞれ示す2つの付加出力を生成せしめるステップ、及び

前記2つの付加出力間の差を計算し、前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットを発生させるステップ、を含むことを特徴とする請求項33に記載の方法。

35. 前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットは、前記神経組織の選択された断面の形状及び位置を記述するものであり、前記データセットを発生させるために用いられた前記ステップを繰り返して、前記神経組織の異なる断面を記述する付加データセットを発生させ、更に、前記神経組織の断片の3次元形状及び位置を記述する更なるデータセットを、

異方性拡散を表わすデータを分析して、前記データセットと、前記神経組織の断面の形状及び位置を記述する前記付加データセットとをどのようにに関連付けるかを決定すること、及び

異方性拡散を表わすデータを分析する前記ステップの結果を基に、前記データセットと前記付加データセットとを組み合わせて、前記神経組織の断片の3次元形状及び位置を記述する前記更なるデータセットを発生させ、これによって湾曲した神経組織の3次元形状及び位置を記述可能とすること、

を含むステップによって発生させることを特徴とする請求項33に記載の方法。

36. 前記異方性拡散を表わすデータを分析するステップは、前記の選択された異なる断面の各々において、前記神経組織によって示される異方性拡散の有効な方向を判定することを含むことを特徴とする請求項33に記載の方法。

37. 前記前記勾配の勾配は、第1、第2及び第3の直交勾配を含み、前記異方性拡散を表わすデータは、前記神経組織によって示される異方性拡散を表わす有効ベクトルの記述を含むことを特徴とする請求項33に記載の方法。

38. 前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットは、前記有効ベクトルの長さに基づくことを特徴とする請求項37に記載の方法。

39. 前記領域を磁気偏角の場に出させるステップは、拡散重み付けされた勾配を含まないゼロ風速勾配偏角の場に、前記領域を露出させるステップを含み、前記出力を生成させるステップは、前記ゼロ拡散勾配偏角の場に対する前記領域の共鳴応答を示すゼロ拡散勾配出力を生成させるステップを含み、前記有効ベクトルの長さは、前記ゼロ拡散勾配出力の大きさによって正規化されることを特徴とする請求項38に記載の方法。

40. 前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットは、前記有効ベクトルの方向を部分的に記述する角度に基づくことを特徴とする請求項37に記載の方法。

41. 前記異方性拡散を表わすデータを処理する前記ステップは、前記神経組織によって示される異方性拡散を表わす前記有効ベクトルの方向に

実質的に平行及び実質的に垂直な、2つの拡散重み付けされた付加勾配に、前記領域をそれぞれ突出させるステップ、

前記2つの付加拡散重み付けされた勾配に対する前記領域の共鳴応答をそれぞれ示す2つの付加出力を生成させるステップ、及び

前記2つの付加出力間の差を計算し、前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットを発生させるステップ、を含むことを特徴とする請求項37に記載の方法。

42. 前記データセットは前記神経組織の選択された断面の形状及び位置を記述するものであり、前記データセットを発生するために用いられた前記ステップを繰り返して、前記神経組織の異なる断面を記述する付加データセットを発生させ、更に、前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する異なるデータセットを、

異方性拡散を表わすデータを分析して、前記データセットと、前記神経組織の断面の形状及び位置を記述する前記付加データセットとをどのように関連付けられるかを決定すること、及び

異方性拡散を表わすデータを分析する前記ステップの結果を基に、前記データセットと前記付加データセットとを組み合わせて、前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する前記異なるデータセットを発生させ、これによって湾曲した神経組織の三次元形状及び位置を記述可能とすること、を含むステップによって発生することを特徴とする請求項37に記載の方法。

43. 前記異方性拡散を表わすデータを分析するステップは、前記断面の各々において、前記神経組織によって表わされる異方性拡散を表わすベクトルの方向を分析するステップを含むことを特徴とする請求項42に記載の方法。

44. 前記異方性拡散を表わすデータを分析するステップは、前記異方性拡散を表わすデータを分析して、前記神経組織によって示される異方性拡散の有効な方向を判定し、拡散重み付け勾配に対する最適な方向を決定するステップ、

前記領域を、前記有効な方向に対して実質的に平行及び実

質的に垂直な2つの拡散重み付けされた付加勾配に、それぞれ突出させるステップ、

前記2つの拡散重み付けされた付加勾配に対する前記領域の共鳴応答をそれぞれ示す2つの付加出力を生成させるステップ、及び

前記2つの付加出力間の差を計算し、前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットを発生させるステップ、を含むことを特徴とする請求項32に記載の方法。

45. 前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットは、前記神経組織の選択された断面の形状及び位置を記述するものであり、前記データセットを発生するために用いられた前記ステップを繰り返して、前記神経組織の異なる断面を記述する付加データセットを発生し、更に、前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する異なるデータセットを、

異方性拡散を表わすデータを分析して、前記データセットと、前記神経組織の断面の形状及び位置を記述する前記付加データセットとをどのように関連付けられるかを決定すること、及び

異方性拡散を表わすデータを分析する前記ステップの結果を基に、前記データセットと前記付加データセットとを組み

合わせて、前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する前記異なるデータセットを発生させ、これによって湾曲した神経組織の三次元形状及び位置を記述可能とすること、を含むステップによって発生することを特徴とする請求項32に記載の方法。

46. 前記勾配の可配列は、第1、第2及び第3の直交勾配を含み、前記異方性拡散を表わすデータは、前記神経組織によって示される異方性拡散を表わすベクトルの記述を含むことを特徴とする請求項32に記載の方法。

47. ある構造によって示される拡散異方性を表わすデータを判定するために、磁気共鳴を利用する方法であって、

(a) 拡散異方性を示さない前記領域内の標識の磁気感応性を削除する電磁場の磁場シーケンスに、ある領域を突出させ、拡散異方性を示す前記領域内の標識

の見かけ上の拡散異方向性を増大させるステップ、

(b) 前記領域を、拡散重み付けされた所定配列の磁気勾配に露出させるステップであって、前記拡散重み付けされた所定配列の磁気勾配を、

- i) 特定方向における拡散異方向性を示す領域内の選択された勝手を強調し、
- ii) 前記特定方向とは異なる方向において、拡散異

方向性を示す前記領域内の他の構造を削除する、ように選択するステップ、

(c) 前記拡散重み付けされた勾配の各々について、当該拡散重み付けされた勾配に対する前記領域の共鳴応答を示す出力を生成させるステップ、及び

(d) 前記出力を処理して、前記選択された構造の拡散異方向性を表わすデータを発生させるステップ、
から成ることを特徴とする方法。

4 8. 前記選択された構造の拡散異方向性を表わすデータを処理して、前記選択された構造の形状及び位置を記述するデータセットを生成させることを特徴とする請求項47に記載の方法。

4 9. 前記選択された拡散異方向性構造は、生体内の生きている神経組織であることを特徴とする請求項48に記載の方法。

5 0. 前記選択された拡散異方向性構造は、末梢神経、番号3ないし12の脳神経の1つ、または末梢神経であり、それは生きていることを特徴とする請求項48に記載の方法。

5 1. 哺乳類の組織の形状及び位置を判定する磁気共鳴装置であって、

(a) 非神経組織と神経とを含み、前記神経は末梢神経、

番号3ないし12の脳神経の1つ、または自律神経である、対象となる生体領域を磁気励起領域に露出させる偏角場と、

(b) 前記対象を電磁励起域に露出させる励起及び出力構成部(62)と、

(c) 前記励起場源と前記励起及び出力構成部の動作を制御するシーケンス制御部(74)であって、前記励起場及び励起場が協同して、前記生体領域内に共鳴応答を誘発し、末梢神経、番号3ないし12の脳神経の1つ、または自律神経

から成り、生体内に在り且つ生きている前記神経の選択性を高め、前記励起及び出力構成部(62)が、前記シーケンス励起部(74)によって決定される時刻に、前記生体領域の共鳴応答を示す出力を生成させるように制御する、前記シーケンス制御部と、

(d) 前記出力を処理して、前記神経の形状及び位置を記述するデータセットを生成させ、前記データセットは、前記生体領域内の非神経組織から神経を区別し、神経造影剤の使用を必要とせずに、前記神経の顕著性を前記非神経組織のそれより少なくとも1.1倍とする、プロセス(72)と、から成ることを特徴とする前記装置。

5 2. 前記励起及び出力構成部(62)は、整相コイル、システムを含むことを特徴とする請求項51に記載の装置。

5 3. 前記装置は、更に、前記生体領域を実質的に固定する当て木(156)を含むことを特徴とする請求項51に記載の装置。

5 4. 前記当て木(156)は、前記当て木(156)の位置と前記対象領域とを関係付ける、少なくとも1つのマークを含むことを特徴とする請求項53に記載の装置。

5 5. 前記当て木(156)は、前記神経の形状及び位置を記述する前記データセットに影響し得る、エッジ効果を減少させるように構成されていることを特徴とする請求項54に記載の装置。

5 6. 前記装置は、非神経組織に関する情報を収集するように構成された補助データ収集システム(22)と結合可能であり、前記情報は前記プロセス(72)によって用いられ、前記神経の形状及び位置を記述するデータセットが、前記生体領域内の非神経組織を区別する度合いを高めることを特徴とする請求項51に記載の装置。

5 7. 前記装置は、前記データセットを分析して、対象となる神経活動を検出するように構成された診断システム(24)に結合可能であることを特徴とする請求項51に記載の装置。

5 8. 前記装置は治療システム(26)に結合可能である

ことを特徴とする請求項51に記載の装置。

59. 前記装置は、外科手術システム(23)に結合可能であることを特徴とする請求項51に記載の装置。

60. 前記装置は、開孔システム(30)に結合可能であることを特徴とする請求項51に記載の装置。

61. 前記装置は、更に、前記データセットに基づいて挿入の画像を表示する出力装置(72)を含むことを特徴とする請求項51に記載の装置。

62. ある構造の形状及び位置を決定する電気共振装置であって、

(3) 振動重み付けされた所定配列の勾配を含む電気偏向場に、振動異方性を示す密着された構造と振動異方性を示さない他の構造とを含む、ある領域を露出させる偏向場源と、

(h)

i) 前記領域を電気励起の場に露出させ、

iv) 前記振動重み付けされた勾配の各々に対して、前記励起の場と電気振動重み付けされた勾配を含む偏向の場とに対する前記領域の共振応答を示す出力を生成させる、励起及び出力構成部(62)と、

(c)

i) 前記出力をベクトル処理し、前記振動重み付けさ

れた勾配の前記選択された構造の方向に傾する場合には無関係に、前記領域内の選択された構造によって示される異方性振動を表わすデータを発生させ、

iv) 前記異方性振動を表わすデータを処理して、前記領域内の選択された構造の形状及び位置を記述するデータセットを発生させ、前記データセットは振動異方性を示さない前記領域内の他の構造から、前記選択された構造を区別するようにした、プロセッサ(72)と、

から成ることを特徴とする前記装置。

63. 前記選択された構造は、哺乳類の神経組織であり、前記他の構造は前記哺乳類の非神経組織であることを特徴とする請求項62に記載の装置。

64. 前記プロセッサ(72)は、前記異方性振動を表わす前記データを分析

して、前記神経組織によって示される異方性振動の有効な方向を判定することにより、振動重み付けされた勾配に対して、最適な方位を判定し、

前記偏向場源は、前記有効な方向に実質的に平行及び実質的に垂直な2つの振動重み付けされた付加勾配に、前記領域をそれぞれ露出させ、

前記励起及び出力構成部(62)は、前記2つの振動重み付けされた付加勾配それぞれに対する前記領域の共振応答を

示す2つの付加出力を生成させ、

前記プロセッサ(72)は、前記2つの付加出力間の差を決定し、前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットを発生させる、

ことを特徴とする請求項63に記載の装置。

65. 前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットは、前記神経組織の選択された断面の形状及び位置を記述するものであり、前記プロセッサ(72)は、

異方性振動を表わすデータを分析して、前記データセットと、前記神経組織の断面の形状及び位置を記述する前記付加データセットとをどのように関連付けるかを決定し、

異方性振動を表わすデータを分析する前記ステップの結果を基に、前記データセットと前記付加データセットとを組み合わせて、前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する前記更新なるデータセットを発生させ、これによって湾曲した神経組織の三次元形状及び位置を記述可能とすること、によって前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する更新なるデータセットを計算すること、を特徴とする請求項63に記載の装置。

66. 前記勾配の所定配列は、第1、第2及び第3の直交する勾配を含み、前記異方性振動を表わすデータは、前記神

経組織によって示される異方性振動を表わす有効ベクトルの記述を含むことを特徴とする請求項63に記載の装置。

67. 前記プロセッサ(72)は、前記異方性振動を表わす前記データを分析

して、前記選択された構造によって示される異方性広散の有効な方向を判定することにより、広散重み付けされた勾配に対して、最適な方位を判定し、

前記偏角線源は、前記有効な方向に実質的に平行及び実質的に垂直な2つの広散重み付けされた付加勾配に、前記領域をそれぞれ露出させ、

前記励起及び出力構成部(62)は、前記2つの広散重み付けされた付加勾配それぞれに対する前記領域の共振応答を示す2つの付加出力を生成させ、

前記プロセッサ(72)は、前記2つの付加出力間の差を決定し、前記選択された構造の形状及び位置を記述する前記データセットを発生させる、ことを特徴とする請求項62に記載の装置。

68. 前記選択された構造の形状及び位置を記述する前記データセットは、前記選択された構造の選択された断面の形状及び位置を記述するものであり、前記装置は、前記選択された構造の異なる断面を記述する付加データセットを発生させ、前記プロセッサ(72)は、前記選択された構造の断面

の三次元形状及び位置を記述する異なるデータセットを、

異方性広散を表わすデータを分析して、前記データセットと、前記選択された構造の断面の形状及び位置を記述する前記付加データセットとをどのようにに関連付けるかを決定し、

異方性広散を表わすデータを分析する前記ステップの結果を基に、前記データセットと前記付加データセットとを組み合わせて、前記の選択された構造の断片の三次元形状及び位置を記述する前記の異なるデータセットを発生させ、これによって湾曲した神経組織の三次元形状及び位置を記述可能とすること、によって決定することを特徴とする請求項62に記載の装置。

69. 前記勾配の所定配列は、第1、第2及び第3の直交する勾配を含み、前記異方性広散を表わすデータは、前記選択された領域によって示される異方性広散を表わす有角ベクトルの記述を含むことを特徴とする請求項62に記載の装置。

70. ある構造によって示される広散異方性を表わすデータを判定する磁気共振装置であって、

(3) 広散異方性を示さない前記領域内の構造の電磁応答性を削除する、電磁場の削除シーケンスに、ある領域を露出させ、広散異方性を示す前記領域内の構造の見かけ上の広散異方性を増大させる励起及び出力構成部(62)、

(b) 前記領域を、

i) 特定の方向における広散異方性を示す領域内の選択された構造を強調し、

ii) 前記特定の方向とは異なる方向において、広散異方性を示す領域内の他の構造を削除する、

ように選択された、広散重み付けされた磁気領域の所定配列に露出させる偏角線源であって、前記励起及び出力構成部(62)は、更に、前記広散重み付けされた勾配の各々について、当該広散重み付けされた勾配に対する前記領域の共振応答を示す出力を生成させ、

(c) 前記出力を処理して、前記選択された構造の広散異方性を表わすデータを発生するプロセッサ(72)、とから成ることを特徴とする前記装置。

71. 前記プロセッサ(72)は、前記選択された構造の広散異方性を表わす前記データを処理して、前記選択された構造の形状及び位置を記述するデータセットを生成することを特徴とする請求項70に記載の装置。

72. 前記選択された広散異方性構造は、神経組織であり、それは生きていることを特徴とする請求項71に記載の装置。

73. 前記選択された広散異方性構造は、末梢神経、番号3ないし12の脳神経、または自律神経であり、それは生きていることを特徴とする請求項71に記載の装置。

ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT
ON INTERNATIONAL PATENT APPLICATION NO. 84 336035

SA 71638

This annex, like the parent treaty application, is an official document and is not subject to the provisions of the Paris Convention for the Protection of Industrial Property. It is not to be used for the purpose of information. The European Patent Office will not issue any translation of this annex.

15/06/73

Publication No.	Publication Date	Publication No.	Publication Date
W0-A-0004124	11-05-76	EP-A-0406152	05-01-93
		JP-T-4000168	16-01-92

For more details about this annex, see Official Journal of the European Patent Office, No. 11/63.

ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT

- (11) 発明者 0216043 1
(12) 発明者 0216043 1
(13) 優先権主張国 日本国 (JP)
(14) 優先権主張番号 0301268 0
(15) 優先権主張日 1972年1月22日
(16) 優先権主張国 日本国 (JP)
(17) 発明者 0216043 1
(18) 発明者 0216043 1
(19) 発明者 0216043 1
(20) 発明者 0216043 1
(21) 発明者 0216043 1
(22) 発明者 0216043 1
(23) 発明者 0216043 1
(24) 発明者 0216043 1
(25) 発明者 0216043 1
(26) 発明者 0216043 1
(27) 発明者 0216043 1
(28) 発明者 0216043 1
(29) 発明者 0216043 1
(30) 発明者 0216043 1
(31) 発明者 0216043 1
(32) 発明者 0216043 1
(33) 発明者 0216043 1
(34) 発明者 0216043 1
(35) 発明者 0216043 1
(36) 発明者 0216043 1
(37) 発明者 0216043 1
(38) 発明者 0216043 1
(39) 発明者 0216043 1
(40) 発明者 0216043 1
(41) 発明者 0216043 1
(42) 発明者 0216043 1
(43) 発明者 0216043 1
(44) 発明者 0216043 1
(45) 発明者 0216043 1
(46) 発明者 0216043 1
(47) 発明者 0216043 1
(48) 発明者 0216043 1
(49) 発明者 0216043 1
(50) 発明者 0216043 1
(51) 発明者 0216043 1
(52) 発明者 0216043 1
(53) 発明者 0216043 1
(54) 発明者 0216043 1
(55) 発明者 0216043 1
(56) 発明者 0216043 1
(57) 発明者 0216043 1
(58) 発明者 0216043 1
(59) 発明者 0216043 1
(60) 発明者 0216043 1
(61) 発明者 0216043 1
(62) 発明者 0216043 1
(63) 発明者 0216043 1
(64) 発明者 0216043 1
(65) 発明者 0216043 1
(66) 発明者 0216043 1
(67) 発明者 0216043 1
(68) 発明者 0216043 1
(69) 発明者 0216043 1
(70) 発明者 0216043 1
(71) 発明者 0216043 1
(72) 発明者 0216043 1
(73) 発明者 0216043 1
(74) 発明者 0216043 1
(75) 発明者 0216043 1
(76) 発明者 0216043 1
(77) 発明者 0216043 1
(78) 発明者 0216043 1
(79) 発明者 0216043 1
(80) 発明者 0216043 1
(81) 発明者 0216043 1
(82) 発明者 0216043 1
(83) 発明者 0216043 1
(84) 発明者 0216043 1
(85) 発明者 0216043 1
(86) 発明者 0216043 1
(87) 発明者 0216043 1
(88) 発明者 0216043 1
(89) 発明者 0216043 1
(90) 発明者 0216043 1
(91) 発明者 0216043 1
(92) 発明者 0216043 1
(93) 発明者 0216043 1
(94) 発明者 0216043 1
(95) 発明者 0216043 1
(96) 発明者 0216043 1
(97) 発明者 0216043 1
(98) 発明者 0216043 1
(99) 発明者 0216043 1
(100) 発明者 0216043 1